

(19)



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11) Veröffentlichungsnummer: **0 242 708 B1**

(12)

EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT

(46) Veröffentlichungstag der Patentschrift: 19.11.92

(51) Int. Cl. 5: **A61F 2/44**

(21) Anmeldenummer: **87105186.8**

(22) Anmeldetag: **08.04.87**

(24) **Pedikelschraube.**

(30) Priorität: **25.04.86 DE 3614101**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
28.10.87 Patentblatt 87/44

(45) Bekanntmachung des Hinweises auf die
Patenterteilung:
19.11.92 Patentblatt 92/47

(64) Benannte Vertragsstaaten:
AT BE CH DE ES FR GB IT LI LU NL SE

(69) Entgegenhaltungen:

EP-A- 0 242 842

WO-A-80/01137

FR-A- 2 405 063

FR-A- 2 499 400

US-A- 4 611 582

**PROCEEDINGS OF THE ELEVENTH ANNUAL
NORTHEAST BIOENGINEERING CONFEREN-
CE, Worcester, Massachusetts, 14.-15. März
1985, Seiten 313-317, IEEE; M.H. KRAG et al.:
"Vermont spinal fixator for posterior thora-
columbar or lumbosacral spine stabilization:
initial mechanical testing and implantation"**

(73) Patentinhaber: **HARMS, Jürgen, Prof. Dr.
Am Rüppurrer Schloss 5
W-7500 Karlsruhe(DE)**

Patentinhaber: **Biedermann, Lutz
Am Schäfersteig 8
W-7730 VS-Villingen(DE)**

(72) Erfinder: **HARMS, Jürgen, Prof. Dr.
Am Rüppurrer Schloss 5
W-7500 Karlsruhe(DE)
Erfinder: Biedermann, Lutz
Am Schäfersteig 8
W-7730 VS-Villingen(DE)**

(74) Vertreter: **Prüfer, Lutz H., Dipl.-Phys.
Harthäuser Strasse 25d
W-8000 München 90(DE)**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Pedikelschraube mit einem Gewindeschachtel und einem kopfseitig vorgesehenen Aufnahmeteil für eine Stange. Derartige Schrauben werden zur mono- oder multisegmentalen Stabilisierung der Wirbelsäule verwendet.

Eine derartige Pedikelschraube ist aus der DE-AS 26 49 042 bekannt. Die Schraube weist einen Gewindeteil und einen starr damit am kopfseitigen Ende vorgesehenen Aufnahmeteil auf. Es werden mehrere Paare solcher Schrauben jeweils in einem Abstand voneinander beidseitig von der Wirbelsäule in die Wirbelkörper eingeschraubt. Die jeweiligen Aufnahmeteile weisen Aufnahmeschlitz auf. Durch diese Aufnahmeschlitz der rechten bzw. linken Gruppe der Schrauben wird jeweils eine Gewindestange geführt. Mit Hilfe von Fixierungsschrauben wird die Stange dann am jeweiligen Aufnahmeteil fixiert. Ein Nachteil dieser Lösung besteht darin, daß es sehr schwierig ist, die Schrauben einerseits fest in die Wirbelkörper einzuschrauben und andererseits die Schrauben in zwei Ebenen gerade so zu stellen, daß die Achsen der Aufnahmeschlitz in den übereinander befindlichen Aufnahmeteilen so ausgerichtet sind, daß die Gewindestange ohne Verspannung der Schrauben durch die Aufnahmeschlitz hindurchführbar ist. Schon der Versuch erfordert sehr viel Zeit, was bei einer Operation an der Wirbelsäule ein großer Nachteil ist. Darüberhinaus läßt sich eine so genaue Ausrichtung fast nicht erreichen. Das Ergebnis ist, daß erhebliche Scherkräfte auf die Gewindestangen ausgeübt werden, was dazu führt, daß in der späteren Benutzung nach Abschluß der Operation die Stangen sogar abbrechen könnten bzw. nicht die volle Stabilisierung ermöglichen.

Aus der FR-A-2 499 400 ist eine Pedikelschraube bekannt, bei der das Gewindeschachtel und das Aufnahmeteil über eine aus zwei Segmenten bestehende Kugel schwenkbar verbunden werden. Diese Anordnung ist konstruktiv sehr voluminös und kann daher nur für eine externe Fixation von Röhrenknochen, nicht aber für die interne Stabilisierung von Wirbelsäulensegmenten eingesetzt werden.

Aufgabe der Erfindung ist es, eine Pedikelschraube der eingangs beschriebenen Art zu schaffen, die das Einsetzen erleichtert und gleichzeitig auch die Gefahren beim späteren Benutzen vermindert bzw. ausschließt.

Diese Aufgabe wird durch eine Pedikelschraube nach Anspruch 1 gelöst.

Durch diese Lösung wird erreicht, daß die Schraube zunächst ohne Rücksicht auf die Stellung des Aufnahmeteiles eingeschraubt werden kann und das Aufnahmeteil anschließend leicht in eine für die Aufnahme der Gewindestange erforderliche

Stellung bringbar ist. Dadurch wird die Operationszeit wesentlich verkürzt, und die auf die Gewindestange wirkenden Kräfte werden wesentlich verringert.

Weitere Merkmale und Zweckmäßigkeiten der Erfindung ergeben sich aus der Beschreibung von Ausführungsbeispielen anhand der Figuren. Von den Figuren zeigen:

- Fig. 1 eine erste Ausführungsform einer Pedikelschraube im Schnitt, in vergrößerter Darstellung;
- Fig. 2 einen Teil aus Fig. 1 in vergrößertem Maßstab;
- Fig. 3 eine Draufsicht auf den in Fig. 2 gezeigten Teil;
- Fig. 4 ein Teil aus Fig. 1 in geändertem Maßstab;
- Fig. 5 das in Fig. 4 gezeigte Teil in einer um 90° gedrehten Darstellung im Schnitt;
- Fig. 6 das in Fig. 4 gezeigte Teil von der Rückseite;
- Fig. 7 das in Fig. 5 gezeigte Teil von oben; und
- Fig. 8 einen Haltering aus der in Fig. 1 gezeigten Darstellung in vergrößertem Maßstab.

Die in den Figuren 1 bis 8 dargestellte Pedikelschraube 25 weist einen Gewindeschachtel 26 und ein Aufnahmeteil 27 auf.

Der Gewindeschachtel 26 umfaßt einen Gewindeteil 28 zum Einschrauben in die Wirbelkörper. Am kopfseitigen Ende des Gewindeteiles ist ein kugelsegmentförmiger Kopf 29 vorgesehen. Dieser weist auf seiner dem Gewindeteil abgewandten Seite eine sich senkrecht zur Achse des Gewindeteiles 28 erstreckende ebene Fläche 30 auf, die dadurch gebildet ist, daß ein Abschnitt der Kugel abgeschnitten ist. Der abgeschnittene Bereich entspricht in etwa einem halben Radius des Kugelkörpers.

Wie aus Figur 3 ersichtlich ist, ist coaxial zu dem Gewindeteil 28 eine Sechskantbohrung 31 vorgesehen. In diese kann mit einem Imbusschlüssel zum Einschrauben des Gewindeschachtels 26 in den Wirbelkörper eingegriffen werden. Anstelle der Sechskantbohrung können natürlich auch andere Formen zum Eingreifen mittels eines Schraubendrehers vorgesehen sein.

Das Aufnahmeteil 27 umfaßt zwei Kopfhälften 32, 33 sowie einen diese zusammenhaltenden Haltering 34.

Jede Kopfhälfte weist auf ihrer der anderen Kopfhälfte zugewandten Innenseite einen kugelsegmentförmigen Abschnitt 35 auf. Der Innenradius der Kugel entspricht dem Außenradius des Kopfes 29. An den kugelsegmentförmigen Abschnitt schließt sich ein Halsabschnitt 36 an. Dieser hat die Form eines Segmentes eines Kugelabschnittes und

ist von dem kugelsegmentförmigen Abschnitt ausgehend nach außen divergent ausgebildet. Die Achse des Halsabschnittes geht durch den Mittelpunkt des kugelsegmentförmigen Abschnittes 35. Auf der dem Halsabschnitt gegenüberliegenden Seite des kugelsegmentförmigen Abschnittes 35 erstreckt sich senkrecht zu der Symmetrieachse von Halsabschnitt und kugelsegmentförmigem Abschnitt ein Aufnahmeschlitz 37, an dessen der anderen Kopfhälfte abgewandten Außenseite eine Senkung 38 vorgesehen ist. Die Breite des Aufnahmeschlitzes ist so gewählt, daß eine aufzunehmende Gewindestange 39 lose durch diesen hindurchführbar ist, wie dies aus Figur 1 ersichtlich ist.

Im Bereich des Halsabschnittes 36 weist die Kopfhälfte eine sich senkrecht zur Symmetrieachse von Halsabschnitt und kugelsegmentförmigem Abschnitt erstreckende nutenförmige Ausnehmung 40 auf.

Die beiden Kopfhälften 32, 33 sind identisch ausgebildet. Ihre Abmessungen sind so gewählt, daß der Mittelpunkt 41 des kugelsegmentförmigen Abschnittes 35 jeweils einen Bruchteil eines Millimeters außerhalb der der jeweiligen zweiten Kopfhälfte gegenüberliegenden Trennebene 42 liegt, so daß bei Zusammenfügen der beiden Kopfhälften 32, 33 parallel zueinander um den Kopf ein Spalt 43 zwischen den beiden Hälften entsteht.

Der Haltering 34 weist eine innere Oberfläche 44 auf, die praktisch die Negativform der Außenfläche des Halsabschnittes 36 ist. Insbesondere weist die innere Oberfläche 44 einen in die nutenförmige Ausnehmung 40 hineinpassenden hervorstehenden Wulst 45 mit jeweils daran angrenzenden seitlichen Randbereichen 46, 47 auf. Der Innendurchmesser des Halterings 34, also insbesondere des Wulstes 45 und der Randbereiche 46, 47 ist so gewählt, daß der Ring 34 eine solche Spannung auf die beiden Kopfhälften 32, 33 ausübt, wenn diese in der in Figur 4 gezeigten Weise zunächst noch ohne eingesetzte Gewindestange 39 auf den Kopf 29 aufgesetzt sind, daß sie innerhalb eines durch die Konizität des Halsabschnittes 36 bestimmten Winkels frei um die Längsachse des Gewindeschafteiles 26 schwenkbar sind und für das Einsetzen der Gewindestange 39 ausreichend fest mit dem Kopf und somit mit dem Gewindeschafteil 26 so verbunden sind, daß die beiden Kopfhälften in dem von dem Ring umfaßten Bereich weiter zusammen sind als in dem gegenüberliegenden, den Aufnahmeschlitz aufweisenden Bereich.

Wie sich insbesondere aus den Figuren 1 und 6 ergibt, ist die Tiefe des Aufnahmeschlitzes 37 so gewählt, daß dieser in dem in Figur 1 gezeigten zusammengesetzten Zustand in einem Abstand über der Fläche 30 endet, damit die freie Beweglichkeit des Aufnahmeteiles 27 um die Längsachse des Gewindeschafteiles 26 nicht eingeschränkt

wird.

Zum Einsetzen der Pedikelschraube wird zunächst die Pedikelschraube in die jeweiligen Wirbelkörper dadurch eingeschraubt, daß mit einem Schlüssel durch die Aufnahmeschlitz hindurch in die Sechskantöffnung zum Schrauben eingegriffen wird. Nach dem Einschrauben werden die Aufnahmetelle 27 mit den beiden durch den Haltering 34 zusammengehaltenen Kopfhälften 32, 33 so in ihrer Richtung ausgerichtet, daß die Gewindestangen 39 ohne Einwirkung von Scherkräften in die Aufnahmeschlitz 37 einsetzbar sind. Die Gewindestangen werden dann jeweils mit in den Senkungen 38 sitzenden Fixierschrauben 48, 49 fixiert. Die Fixierschrauben können dabei je nach Wunsch entweder so fest angezogen werden, daß das Aufnahmeteil 27 sich nicht mehr um den Kopf 29 herum verschwenken läßt und somit eine im wesentlichen starre Verbindung zwischen Aufnahmeteil 27 und Gewindeschafteil 26 entsteht, oder die Schrauben werden nur so weit angezogen, daß noch eine gewünschte gedämpfte Bewegung zwischen den beiden Teilen möglich ist.

Bei der in Figur 1 gezeigten Ausführungsform ist der Haltering 34 auf seiner dem Gewindeteil 28 zugewandten Seite um einen Radius abgerundet, dessen Mittelpunkt auf der dem Gewindeteil 28 entgegengesetzten Seite liegt. Durch diese Abrundung wird erreicht, daß die dem jeweiligen Wirbelkörper zugewandten Flächen keinerlei Verletzungen hervorrufen können.

Bei einer Ausführungsform sind die Oberflächen der Ausnehmungen und/oder des kugelsegmentförmigen Kopfes 29 poliert oder mit einem Gleitmittel wie Teflon beschichtet, so daß auch bei relativ festem Anschrauben eine geringe gedämpfte Bewegung des Aufnahmeteils möglich ist. Nach einer anderen Ausführungsform können die Oberflächen rauh ausgebildet sein, so daß sich die Kugel im eingesetzten Zustand mit festangezogener Mutter quasi festfrißt und eine im wesentlichen starre Verbindung zwischen dem Aufnahmeteil und dem Gewindeschafteil entsteht.

Mit der oben beschriebenen Pedikelschraube wird eine um die Symmetrieachse unbegrenzte freie Bewegung und in horizontaler und vertikaler Richtung eine voreinstellbare Bewegung, die vorzugsweise bei einem Winkel von 10 bis 30° liegt, erreicht. Zusätzlich wird erreicht, daß die Baulänge der Pedikelschraube besonders kurz gehalten werden kann.

Patentansprüche

1. Pedikelschraube (25) zur Stabilisierung von Wirbelsäulensegmenten mit einem Gewindeschafteil (26) und einem kopfseitig vorgesehenen und mit dem Gewindeschafteil (26) gelen-

kig verbundenen Aufnahmeteil (27) für eine Stange (39),

wobei das Gewindeschafteil (26) und das Aufnahmeteil (27) über ein Kugelgelenk miteinander verbunden sind,

dadurch gekennzeichnet, daß das Aufnahmeteil (27) aus zwei jeweils einen innenliegenden kugelsegmentförmigen Abschnitt (35) aufweisenden Kopfhälften (32, 33) besteht und daß das Gewindeschafteil (26) an seinem dem Gewin-

2. Pedikelschraube nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Mittelpunkte (41) der Abschnitte (35) so gelegt sind, daß zwischen den Kopfhälften (32, 33) ein Spalt (43) entsteht, wenn diese am Kopf (29) anliegen.

3. Pedikelschraube nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Kopf (29) eine durch das Aufnahmeteil (27) hindurch zugängliche Einrichtung (31) zum Ineingriffbringen mit einem Schraubendreher aufweist.

4. Pedikelschraube nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die beiden Kopfhälften (32, 33) an ihrem unteren Ende durch einen Ring (34) zusammengehalten werden.

5. Pedikelschraube nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Kopfhälften (32, 33) an ihrem dem Gewindeschafteil (26) zugewandten Rand eine nutenförmige Vertiefung aufweisen und der Ring (35) auf seiner Innenseite einen in diese Vertiefung eingreifen- den Wulst (45) aufweist.

6. Pedikelschraube nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Stange (39) als Gewindestange ausgebildet ist, welche wenigstens eine Mutter (48, 49) zum Verbinden der Stange mit dem Aufnahmeteil (27) aufweist.

Claims

1. A pedicle screw (25) for stabilizing vertebral column segments, with a threaded shaft portion (26) and a holding portion (27) for a bar (39), provided on the side of the head and articulated to the threaded shaft portion (26), wherein the threaded shaft portion (26) and the holding portion (27) are interconnected by a

ball joint,

characterized in that the holding portion (27) consists of two head halves (32, 33) respectively having one internal spherical segment section (35), and that at its end remote from the threaded portion (28), the threaded shaft portion (26) is formed as a spherical segment head (29) whereon the head halves (32, 33) bear with their internal spherical segment sections (35).

2. A pedicle screw according to claim 1, characterized in that the centres (41) of the sections (35) are disposed in such a way that a gap (43) is formed between the head halves (32, 33) when the latter bear on the head (29).

3. A pedicle screw according to claim 1, characterized in that the head (29) has a device (31) accessible through the holding portion (27) for producing the engagement by means of a screw driver.

4. A pedicle screw according to claim 1, characterized in that the two head halves (32, 33) are held together at their bottom end by a ring (34).

5. A pedicle screw according to claim 4, characterized in that at their edge facing the threaded shaft portion (26), the head halves (32, 33) have a groove-shaped recess, and that the ring (34) has on its inner side a bulge (45) engaging in this recess.

6. A pedicle screw according to claim 1, characterized in that the bar (39) is designed as a threaded bar having at least one nut (48, 49) for connecting the bar to the holding portion (27).

Revendications

1. Vis pédiculaire (25) destinée à la stabilisation de segments de colonne vertébrale avec un élément de tige fileté (26) et un élément de logement (27) prévu côté tête, et qui est relié de façon articulée à l'élément de tige fileté (26) pour recevoir une tige (39).

l'élément de tige fileté (26) étant relié à l'élément de logement (27) par une articulation sphérique,

caractérisée en ce que l'élément de logement (27) est constitué de deux moitiés de tête (32, 33) comportant chacune une surface intérieure (35) ayant la forme d'un segment sphérique, et en ce que l'extrémité opposée à la partie fileté (28) de l'élément de tige fileté

(26) est réalisée sous forme d'une tête (29) ayant la forme d'un segment sphérique, sur laquelle s'appuient les surfaces intérieure (35) des deux moitiés de tête (32, 33) ayant la forme de segments sphériques.

5

2. Vis pédiculaire selon la revendication 1, caractérisée en ce que les centres (41) des surfaces (35) sont positionnés de sorte qu'il subsiste une fente (43) entre les deux moitiés de tête (32, 33) lorsque celles-ci adhèrent à la tête (29). 10
3. Vis pédiculaire selon la revendication 1, caractérisée en ce que la tête (29) comporte un dispositif (31) accessible par l'élément de logement (27) pour une intervention au moyen d'un tournevis. 15
4. Vis pédiculaire selon la revendication 1, caractérisée en ce que les deux moitiés de tête (32, 33) sont maintenues ensemble par une bague (34) en leurs parties intérieures. 20
5. Vis pédiculaire selon la revendication 4, caractérisée en ce que le bord des deux moitiés de tête (32, 33) comporte un creux sous forme d'encoche du côté de l'élément de tige fileté (26) et en ce que la partie intérieure de la bague (35) comporte un bourrelet (45) s'insérant dans ce creux. 25 30
6. Vis pédiculaire selon la revendication 1, caractérisée en ce que la tige (39) est réalisée sous forme d'une tige filetée comportant au moins un écrou (48, 49) pour relier la tige à l'élément de logement (27). 35

40

45

50

55

5

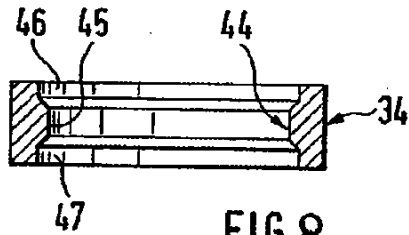


FIG. 8

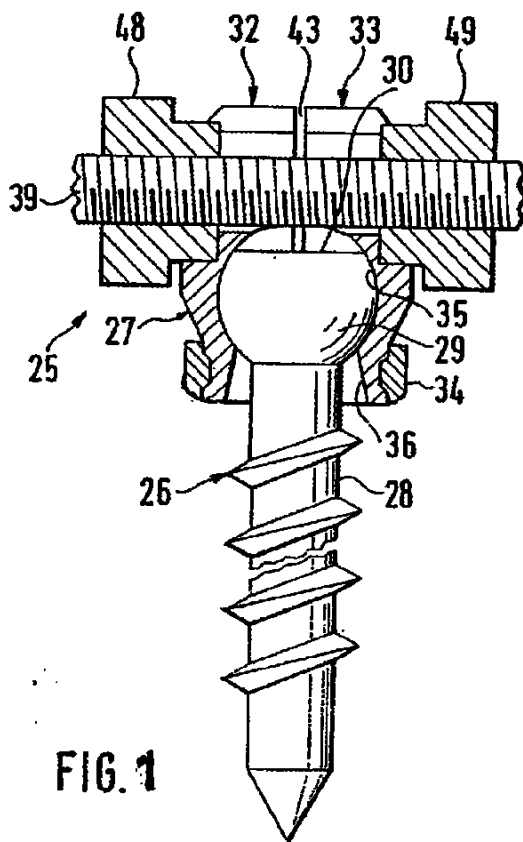


FIG. 1

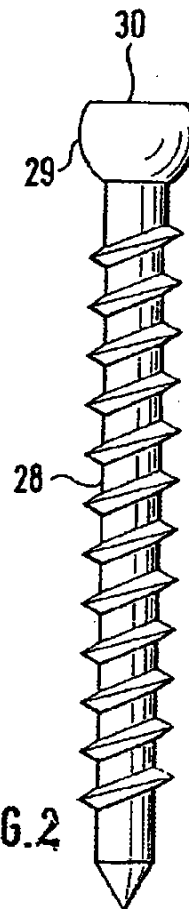


FIG. 2

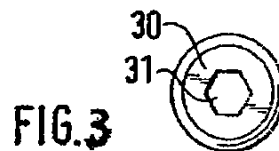


FIG. 3

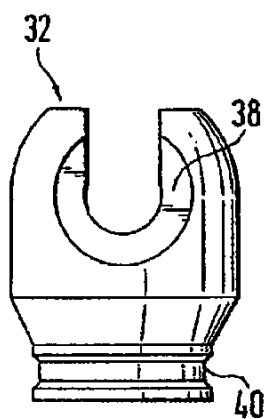


FIG. 4

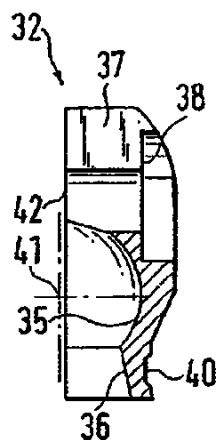


FIG. 5

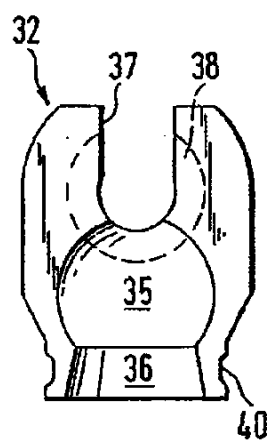


FIG. 6

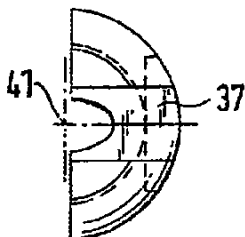


FIG. 7

12

EUROPEAN PATENT APPLICATION

21 Application number: 88810155.7

20 Int. Cl. 4: **A 61 F 5/02**

22 Date of filing: 11.03.88

20 Priority: 19.03.87 DE 8704134

43 Date of publication of application:
28.09.88 Bulletin 88/39

64 Designated Contracting States:
CH DE ES FR GB IT LI

71 Applicant: **OSCOBAL AG**
Bohnackerweg 1
CH-2545 Selzach (CH)

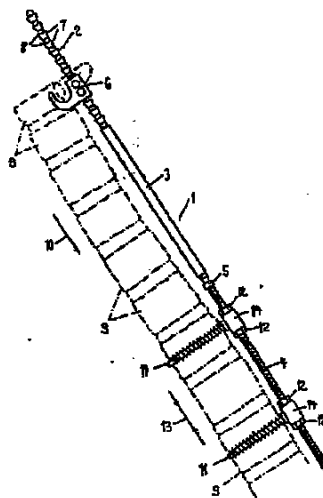
72 Inventor: **Zielke, Klaus**
Am Unterscheld 9
D-3590 Bad Wildungen (DE)

73 Representative: **Seehof, Michel et al**
c/o **AMMANN PATENTANWÄLTE AG BERN**
Schwarzbühlstrasse 31
CH-3001 Bern (CH)

64 An implant for the operative correction of spinal deformity.

67 The implant for the operative correction of spinal deformity, in particular scoliosis, kyphosis, and lordosis, comprises a distraction and compression rod (1), said rod having at one of its end a ratched part (2) formed by circumferential sawnotches (7) conically broadening toward the top and ending in a flat surface (8) for receiving spinal hooks (6), a cylindrical part (3) followed by a threaded part (4), said threaded part being build for receiving the heads of bone screws (11) fixed by nuts (12), wherein said ratched part of the rod is used for distraction and said threaded part of the rod is used for compression as well as distraction of the deformed spine.

It is thus possible to distract and compress the spine with a single rod, whereas hitherto at least two rods have been necessary.



Description

AN IMPLANT FOR THE OPERATIVE CORRECTION OF SPINAL DEFORMITY

The present invention refers to an implant for the operative correction of spinal deformity, such as scoliosis, kyphosis, and lordosis from the rear access.

Since 1962 the HARRINGTON distraction rod is known, comprising at its upper end a multitude of saw notches which are able to receive a hook and which are formed thus that a force between the hook and the rod can only be applied in one direction, in the direction of distraction. At the lower end of the rod there is a collar serving as stop for a fixed hook. For correcting a spinal deformity two hooks are arranged at the distraction rod, on both sides of the deformity, whereby the lower hook is fixed and the upper hook is displaced thus that the desired correction of the deformity of the spine is effectuated.

Since 1961 the HARRINGTON compression rod is also known. It comprises a thread along its entire length for receiving nuts. With the aid of the nuts hooks, running by a bore on the rod, can be displaced. They are fastened on the convex side of the deformity. They are displaced against each other, thus shortening the convex side, resulting in a supplemental correction of the deformity.

The two HARRINGTON rods form a system exercising distraction and compression forces for the correction of a spinal deformity from the rear.

A correction implant for the ventral derotation spondylodese (known as V.D.S.) is further known, consisting of a compression rod with thread, on which nuts are displaceable. Those nuts fit with a cylindrical part in a recess in bone screws. By displacing the bone screws on the threaded rod the convexity of a deformity can be reduced. This V.D.S. system is predominantly suited for the ventral access. If it is employed dorsal transpedicular, that is through the arch root, it must be used bilateral, that is on both sides of the spine.

It is the object of the present invention to disclose an implant for the operative correction of in particular the rear end of spinal deformity, with which it is possible to exercise distraction forces as well as compression forces.

Further objects and advantages of the invention will be apparent from the following description, taken in connection with the accompanying drawing.

The unique figure shows schematically an implant according to the invention, in the implanted position.

The figure shows the distraction and compression rod 1, comprising an upper ratchet part 2 for the distraction, followed by a cylindrical middle part 3 and a threaded part 4. At the junction between the cylindrical and threaded part there is a collar 5. The circumferential saw notches 7 of the ratchet part 2 are conically broadening toward the top and are ending in a flat surface 8, so that only unidirectional forces can be received when a hook 6 is displaced along the rod.

In this figure, only one of two or more hooks 6 is shown, between which the distraction can be

effectuated. The hooks are known per se and can be for example of the EDWARDS type, or as shown in the German Patent No. 3'306 '657. The hook 6 is introduced according to a known technic between two vertebrae 9, which are schematically shown in the figure. Arrows 10 indicate the distraction. The diameter of the cylindrical part 3 of the rod is less than the diameter of the ratchet part 2.

On the threaded part 4 several bone screws 11, fastened at its head 14 with nuts 12, can be fixed, whereby only two of them are shown. The bone screws with heads are also known per se, as well as the different systems, mostly with degrees of freedom between the rod and the screw, for fixing the screw to the rod. Each screw is fixed into one vertebra, and with the aid of the nuts it is possible to compress the vertebrae, as indicated by the arrows 13. The first nut from above can eventually be replaced by the collar 5. It is of course also possible to distract the vertebrae with the same system of bone screws and nuts.

With the aid of the distraction and compression rod according to the invention it is possible to alter the above mentioned V.D.S. method thus that a connection of segmental "transpedicular" applied screws through the arch root for the compression of vertebral segments with a simultaneous possibility of distraction can be obtained. In such a wise a selective multisegmental influence by the same rod is given, at least at its lower end. With the aid of the upper part of the rod distracting forces can be applied, and this only in connection with the compressing correcting segmentally acting forces at the lower end of the rod. Whilst a correction by elongation of the necessary stiffening region at the upper part can be obtained, this applies by shortening in the lower part.

It follows that the dorsal, transpedicular application for distraction and compression corrections is possible with one rod. As precised before, a wealth of different hooks and screw systems can be used with a rod according to the invention.

Claims

1. An Implant for the operative correction of spinal deformity, in particular scoliosis, kyphosis, and lordosis, characterized by a distraction and compression rod (1), said rod having at one of its end a ratched part (2) formed by circumferential saw notches (7) conically broadening toward the top and ending in a flat surface (8) for receiving spinal hooks (6), a cylindrical part (3) followed by a threaded part (4), said threaded part being build for receiving the heads of bone screws (11) fixed by nuts (12), wherein said ratched part of the rod is used for distraction and said threaded part of

the rod is used for compression as well as distraction of the deformed spine.

2. An implant according to claim 1, wherein said rod has a collar (5) arranged between said cylindrical part and said threaded part.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

3



European Patent
Office

EUROPEAN SEARCH REPORT

Application Number

EP 88 81 0155

DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT			
Category	Citation of document with indication, where appropriate, of relevant passages	Relevant to claim	CLASSIFICATION OF THE APPLICATION (Int. Cl.4)
A	GB-A-2 051 581 (J.S. KEENE) * figure 1 * ---	1	A 61 F 5/02
A	US-A-4 422 451 (A. KALAMCHI) * figure 1; column 5, lines 2-23 * ---	1	
A	FR-A-2 545 350 (COTREL) * claim 1; figures 10-12 * ---	1	
A	DE-A-3 306 657 (H. ULRICH) * claim 1; figures 1-10 * ---	1	
P,X	DE-U-8 704 134 (K. ZIELKE) * claim; figure * -----	1	
			TECHNICAL FIELDS SEARCHED (Int. Cl.4)
			A 61 F 5/00
The present search report has been drawn up for all claims			
Place of search BERLIN		Date of completion of the search 14-06-1988	Examiner KANAL P K
CATEGORY OF CITED DOCUMENTS			
X : particularly relevant if taken alone Y : particularly relevant if combined with another document of the same category A : technological background O : non-written disclosure P : intermediate document		T : theory or principle underlying the invention E : earlier patent document, but published on, or after the filing date D : document cited in the application L : document cited for other reasons & : member of the same patent family, corresponding document	



(11) Numéro de publication : **0 348 272 B1**

(12) **FASCICULE DE BREVET EUROPEEN**

(45) Date de publication du fascicule du brevet :
28.08.91 Bulletin 91/35

(51) Int. Cl.⁸ : **A61B 17/58**

(21) Numéro de dépôt : **89401648.4**

(22) Date de dépôt : **13.06.89**

(64) **Implant pour dispositif d'ostéosynthèse rachidienne, notamment en traumatologie.**

(30) Priorité : **24.06.88 FR 8908538**

(43) Date de publication de la demande :
27.12.89 Bulletin 89/52

(45) Mention de la délivrance du brevet :
28.08.91 Bulletin 91/35

(84) Etats contractants désignés :
CH DE ES GB IT LI

(56) Documents cités :
EP-A- 0 128 058
GB-A- 812 248
US-A- 2 992 669
US-A- 4 411 259

(73) Titulaire : **SOCIETE DE FABRICATION DE**
MATERIEL ORTHOPEDIQUE
60-62 rue Rothschild
F-62600 Berck/Mer (FR)

(72) Inventeur : **Cotrel, Yves**
24 BIS, avenue du Président Wilson
75016 Paris (FR)

(74) Mandataire : **Martin, Jean-Paul et al**
c/o CABINET LAVOIX 2, Place d'Estienne
d'Orves
F-75441 Paris Cedex 09 (FR)

EP 0 348 272 B1

Il est rappelé que : Dans un délai de neuf mois à compter de la date de publication de la mention de la délivrance du brevet européen toute personne peut faire opposition au brevet européen délivré, auprès de l'Office européen des brevets. L'opposition doit être formée par écrit et motivée. Elle n'est réputée formée qu'après paiement de la taxe d'opposition (Art. 99(1) Convention sur le brevet européen).

Description

La présente invention a pour objet un implant pour dispositif d'ostéosynthèse, notamment du rachis, du type comprenant une partie destinée à l'ancrage osseux et un corps de fixation sur une tige dans lequel est ménagé un canal débouchant sur une partie postérieure dudit corps, délimitant deux branches latérales et ouvert de part et d'autre du corps pour pouvoir recevoir la tige.

La partie d'ancrage osseux peut être par exemple une vis ou une lame convenablement réalisée.

Les corps des implants connus sont, soit fermés, soit ouverts postérieurement, soit ouverts latéralement.

Ces implants présentent les inconvénients suivants :

- le nombre d'éléments nécessaires pour l'instrumentation est très élevé, en raison de l'existence de trois types différents de corps ;
- les corps ouverts postérieurement entraînent l'obligation d'utiliser des bloqueurs intracanaux, comme décrit par exemple dans le brevet français 2545350 (8307450), constituant des éléments d'instrumentation supplémentaires qui doivent être placés au préalable sur la tige ;
- il est relativement difficile d'introduire la tige dans les implants à corps fermés ;
- les implants à corps ouverts doivent être orientés de manière précise, ce qui constitue une sujétion gênante pour le praticien dans le cas de l'utilisation de vis ;
- la multiplicité et la complexité des éléments utilisés nécessitent la mise en oeuvre d'un matériel auxiliaire important ;
- encombrement gênant ;
- la fabrication des éléments de ces implants est difficile et onéreuse, et leur ablation également difficile, en raison notamment de l'obligation d'exécuter des coupes.

L'invention a pour but de proposer un implant exempt de ces inconvénients.

Conformément à l'invention, l'implant comporte un bouchon fileté, adapté pour pouvoir être vissé dans un taraudage formé dans les parois intérieures des deux branches latérales en fermant le canal du côté dudit corps opposé à la partie destinée à l'ancrage osseux, et la face du bouchon orientée vers la tige est munie de moyens d'accrochage et de fixation du bouchon à celle-ci, qui peut ainsi être bloquée en translation et en rotation.

Le vissage du bouchon à l'intérieur des branches du corps grâce aux filets prévus sur les parois intérieures des branches assure à l'implant un encombrement minimum.

Suivant un mode de réalisation possible, les moyens d'accrochage comprennent une pointe centrale venue de matière avec le reste du manchon.

Ces moyens d'accrochage peuvent comprendre, en variante, une couronne périphérique faisant saillie de la face du bouchon, ou, de préférence, une combinaison de cette couronne périphérique et de la pointe centrale.

D'autres particularités et avantages de l'invention apparaîtront au cours de la description qui va suivre, faite en référence aux dessins annexés qui illustrent un mode de réalisation à titre d'exemple non limitatif.

La figure 1 est une vue en perspective d'un mode de réalisation de l'implant selon l'invention, fixé sur une tige d'un dispositif d'ostéosynthèse.

La figure 2 est une vue en élévation de l'implant de la Fig. 1 dans la direction axiale de la tige, le bouchon étant représenté séparé du corps.

La figure 3 est une vue en coupe transversale de l'implant dans un plan perpendiculaire à la tige associée.

Les figures 4 et 5 sont des vues du bouchon de l'implant respectivement en coupe axiale et en perspective.

La figure 6 est une vue en plan de la face du bouchon tournée vers la tige.

La figure 7 est une vue dans un plan sagittal de vertèbres dont l'une est fracturée.

La figure 8 est une vue dans un plan frontal de la fracture de la Fig. 7 réduite par un dispositif d'ostéosynthèse pourvu d'implants selon l'invention.

La figure 9 est une vue dans le plan sagittal du dispositif de la Fig. 8.

L'implant représenté aux Fig. 1 à 6 est destiné à faire partie d'un dispositif d'ostéosynthèse, notamment du rachis.

Il comprend une partie destinée à l'ancrage osseux, constituée dans cet exemple par une lame recourbée 1, connue en soi, et qui ne sera donc pas décrite, et un corps 2 de fixation sur une tige 3 dont la surface est lisse ou munie d'aspérités telles que des pointes de diamant.

Le corps 2 comporte, en partant de l'extrémité de la lame 1, deux branches latérales 4 reliées à la lame 1 par une partie conique 5 et qui délimitent entre elles un canal 6 dont un fond arrondi 7 est adapté pour pouvoir recevoir la tige 3, le canal 6 étant ouvert du côté opposé au fond arrondi 7. Le canal 6 est ouvert de part et d'autre des branches 4 pour pouvoir recevoir la tige 3 entre celles-ci.

L'implant comporte un bouchon mâle 8 pourvu d'un filetage 9 et adapté pour pouvoir être vissé dans un taraudage 11 formé dans les parois intérieures des deux branches 4, en fermant le canal 6 de ce côté.

Suivant une particularité complémentaire de l'invention, la face 8a du bouchon 8 orientée vers la tige 3 est munie de moyens d'accrochage et de fixation du bouchon 8 à celle-ci, qui peut ainsi être bloquée en translation et en rotation.

Dans le mode de réalisation décrit, ces moyens d'accrochage comprennent une pointe centrale 12 venue de matière avec le reste du bouchon 8, et une couronne périphérique 13 faisant saillie de la face 8a, de section triangulaire à sommet 13a de préférence arrondi, et venue de matière avec le reste du bouchon 8. La pointe 12 et la couronne périphérique 13 prennent appui sur la tige 3 en s'enfonçant dans celle-ci, lorsque le bouchon 8 est complètement vissé dans le taraudage 11.

La partie postérieure du bouchon 8, opposée à la couronne 13 et à la pointe 12, présente un trou profilé 14 pour permettre son vissage dans le taraudage 11 par un instrument approprié, ce profil 14 étant par exemple à six pans. Le taraudage 11 des deux flancs ou branches 4 du corps de l'implant et le filetage 9 du bouchon 8 peuvent être réalisés avec un pas en dents de scie, afin d'éviter l'écartement des deux flancs 4 en éliminant totalement la composante radiale de l'effort lors du vissage.

Le bouchon 8 présente, sur sa face 8a orientée vers la tige 3, des rugosités 15 (Fig. 6). Ces rugosités peuvent être avantageusement formées par un profil en dents de scie dont les parties obliques 15a sont orientées dans le sens du serrage du bouchon 8. Ce dernier est réalisé avantageusement par déformation à froid, par exemple par frappe à froid, ce qui lui confère une dureté supérieure à celle de la tige moulée 3.

La lame d'ancrage 1, le corps 2, le bouchon 8 sont réalisés en un même matériau biocompatible, par exemple l'acier selon la norme américaine 316L correspondant à la norme AFNOR AS 1 Z2 CND 17.13.

Le montage de l'implant qui vient d'être décrit est très simple : on introduit d'abord la tige 3 entre les branches ou berges 4 dans le canal 6 jusqu'à ce qu'elle vienne en appui dans le fond 7. Puis on visse partiellement le bouchon 8 dans le taraudage 11. On met en charge l'implant par détraction ou compression ou dérotation, on fixe ensuite l'implant par serrage du bouchon 8 par l'outil correspondant au profil du trou 14. Enfin on procède à la fixation terminale par vissage du bouchon 8 jusqu'à ce que sa pointe centrale 12 et sa couronne 13 pénètrent dans la tige 3, cette pénétration étant rendue possible par le fait que la dureté du matériau constituant le bouchon 8 est supérieure à celle du matériau de la tige 3. De ce fait, la couronne 13 et la pointe 12 empêcheront tout desserrage de l'ensemble, la pointe 12 ainsi que deux extrémités diamétralement opposées de la couronne 13 étant en effet enfoncées dans la tige 3, de même que des rugosités 15.

Au terme de ces opérations, la tige 3 est bloquée à la fois en rotation et en translation. La pointe 12 et la couronne 13 assurent la sécurité de la fixation en agissant comme un frein d'écrou.

Les Fig. 8 et 9 montrent l'implantation d'une ins-

trumentation d'ostéosynthèse sur des vertèbres 10 dont l'une présente une fracture 25 (Fig. 7). Cette instrumentation comprend deux dispositifs 20 de solidification et de traction transversale (DTT) à tiges transversales 22 et crochets 23 situés sur les tiges 3. L'instrumentation est complétée par plusieurs implants 18 et 19 semblables à celui décrit en référence aux Fig. 1-4, avec toutefois cette différence en ce qui concerne les implants 19 que dans ceux-ci la partie d'ancrage osseux n'est pas constituée par une lame recourbée 1, mais par une tige filetée 21, les implants 18 et 19 étant convenablement répartis le long des tiges 3.

L'implant selon l'invention présente les avantages suivants :

- possibilité d'introduction directe de la tige 3 postérieurement au corps 2 de l'implant sans nécessiter des pièces complémentaires, telles que des bloqueurs intracanaux ;
- possibilité de réaliser la compression et la détraction (c'est-à-dire la mise en extension de la partie rachidienne ou osseuse) sans obligation d'une orientation précise de la tête dans le cas des implants à vis, alors qu'une orientation précise est au contraire imposée par la forme conique du système antérieur ;
- simplification considérable de l'instrumentation par la réduction des différents types de corps utilisés jusqu'à présent à un seul type, ouverts postérieurement, et simplification corrélatrice du matériel ancillaire ;
- réduction considérable de l'encombrement extérieur de l'implant grâce au bouchon 8 vissé dans le taraudage intérieur 11 des flancs 4, le corps 2 de l'implant se présentant de plus de manière cylindrique ;
- élimination de tous risques de dégradation du taraudage 11 des flancs 4 par manipulation de l'implant, grâce au fait que ce taraudage est agencé intérieurement aux flancs 4 ;
- réduction du nombre de pièces nécessaires grâce à la pointe 12 et à la couronne 13 réalisées d'une seule pièce avec le bouchon 8, par rapport à un implant équipé d'un bouchon et d'une vis pointeau séparée. L'instrumentation nécessaire est donc réduite, et le montage de l'implant est simplifié pour le chirurgien.
- possibilité de remise en tension du dispositif (lorsque cela devient nécessaire par suite de la croissance d'un jeune sujet) ou d'ablation aisée, cette dernière étant surtout nécessaire en traumatologie. En effet, le démontage de l'implant peut être effectué très aisément d'abord par dévissage du bouchon 8 ;
- enfin facilité d'introduction de la tige dans l'implant, contrastant avec la difficulté actuelle d'introduction de cette tige dans un corps fermé. En variante, le bouchon 8 peut être muni unique-

ment de sa pointe centrale 12, ou bien uniquement de sa couronne 13.

Revendications

1. Implant pour dispositif d'ostéosynthèse, notamment du rachis, comprenant une partie (1) destinée à l'ancrage osseux et un corps (2) de fixation sur une tige (3), dans lequel le corps présente un canal (6) débouchant sur la partie du côté dudit corps opposé à la partie (1) destinée à l'ancrage osseux, ledit canal étant délimité par deux branches latérales (4) et ouvert de part et d'autre des branches latérales (4) pour pouvoir recevoir la tige (3) entre celles-ci, caractérisé en ce qu'il comporte un bouchon fileté (8), adapté pour pouvoir être vissé dans un taraudage (11) formé dans les parois intérieures des deux branches latérales (4) en fermant le canal (6) du côté dudit corps (2) opposé à la partie (1) destinée à l'ancrage osseux, et en ce que la face (8a) du bouchon (8) orientée vers la tige (3) est munie de moyens d'accrochage et de fixation du bouchon à celle-ci, qui peut ainsi être bloquée en translation et en rotation.

2. Implant selon la revendication 1, caractérisé en ce que lesdits moyens d'accrochage comprennent une pointe centrale (12) venue de matière avec le reste du bouchon (8).

3. Implant selon la revendication 1, caractérisé en ce que lesdits moyens d'accrochage comprennent une couronne périphérique (13) faisant saillie de la face (8a) du bouchon (8), de section triangulaire à sommet (13a) de préférence arrondi, et venue de matière avec le reste du bouchon.

4. Implant selon la revendication 1, caractérisé en ce que lesdits moyens d'accrochage comprennent une pointe centrale (12) et une couronne périphérique (13) saillant de la face (8a) du bouchon (8), et venues de matière avec ce dernier.

5. Implant selon l'une des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que la partie d'ancrage (1), le corps (2) et le bouchon (8) sont réalisés en un même matériau biocompatible.

6. Implant selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que le taraudage intérieur (11) des deux branches (4) du corps (2) et le filetage (9) du bouchon (8) sont réalisés avec un pas en dents de scie afin d'éliminer une composante radiale lors du vissage.

7. Implant selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que le bouchon (8) présente des rugosités (15) sur sa face (8a) orientée vers la tige (3).

8. Implant selon la revendication 7, caractérisé en ce que les rugosités (15) sont formées par un profil en dents de scie dont la partie oblique (15a) est orientée dans le sens du serrage.

9. Implant selon l'une quelconque des revendica-

tions précédentes, caractérisé en ce que le bouchon (8) est réalisé par déformation à froid, par exemple frappe à froid, ce qui lui confère une dureté supérieure à celle de la tige moletée (3).

Patentansprüche

1. Implantat für eine Vorrichtung zur Osteosynthese, insbesondere der Wirbelsäule, mit einem Abschnitt (1), der zur Knochenverankerung bestimmt ist, und einem Körper (2) zur Befestigung auf einer Stange (3), wobei der Körper einen Kanal (6) zeigt, der sich auf den Teil der Seite des Körpers gegenüber dem Abschnitt (1), der zur Knochenverankerung bestimmt ist, öffnet, wobei der Kanal durch zwei Seitenarme (4) begrenzt ist und beidseitig der Seitenarme (4) zum Aufnehmen der Stange (3) zwischen diesen geöffnet ist, dadurch gekennzeichnet, daß es einen Schraubverschluß (8) umfaßt, welcher so ausgelegt ist, daß er in ein Innengewinde (11) geschraubt werden kann, das in den Innenwänden der beiden Seitenarme (4) ausgebildet ist, um den Kanal (6) auf der Seite des Körpers gegenüber dem Abschnitt (1), der zur Knochenverankerung bestimmt ist, zu verschließen, und daß die auf die Stange (3) gerichtete Fläche (8a) des Verschlusses (8) mit einer Einrichtung zum Mitnehmen und zum Befestigen des Verschlusses an dieser versehen ist, der daher gegen Translation und Rotation gesperrt werden kann.

2. Implantat nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Mitnahmeeinrichtung eine mittige Spitze (12) aus demselben Material wie der übrige Verschluß (8) aufweist.

3. Implantat nach Anspruch 1 dadurch gekennzeichnet, daß die Mitnahmeeinrichtung eine periphere Krone (13), die aus der Fläche (8a) des Verschlusses hervorspringt, mit dreieckiger Schnittfläche und einer bevorzugt gerundeten Spitze (13a), aus demselben Material wie der übrige Verschluß (8) aufweist.

4. Implantat nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Mitnahmeeinrichtung eine mittige Spitze (12) und eine aus der Fläche (8a) des Verschlusses hervorspringende periphere Krone (13) aus demselben Material wie der übrige Verschluß (8) aufweist.

5. Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß der Verankerungsabschnitt (1), der Körper (2) und der Verschluß (8) aus dem gleichen biokompatiblen Material gestaltet sind.

6. Implantat nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Innengewinde (11) der beiden Seitenarme (4) des Körpers (2) und das Gewinde (9) des Verschlusses (8) mit einer Sägezahnstufe gestaltet sind, um eine radiale Komponente während des Schraubens auszuschalten.

7. Implantat nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Verschuß (8) Unebenheiten (15) auf der zur Stange (3) hin gerichteten Fläche (8a) zeigt.

8. Implantat nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Unebenheiten (15) durch ein Sägezahnprofil gebildet sind, dessen schräger Bereich (15a) in Klemmrichtung ausgerichtet ist.

9. Implantat nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Verschuß (8) durch Kaltverformung, beispielsweise Kaltstauchen, gestaltet ist, was ihm eine Härte gibt, welche der der gerändelten Stange (3) überlegen ist.

7. Implant according to any one of the preceding claims, characterised in that the plug (8) has roughened areas (15) on its face (8a) oriented towards the rod (3).

8. Implant according to Claim 7, characterised in that the roughened areas (15) are formed by a sawtooth profile whose oblique part (15a) is oriented in the direction of tightening.

9. Implant according to any one of the preceding claims, characterised in that the plug (8) is made by cold-deformation, for example cold-coining, which confers upon it a hardness greater than that of the knurled rod (3).

Claims

1. Implant for a device for osteosynthesis, in particular of the spine, comprising a part (1) intended for osseous anchoring and a body (2) for fixation on a rod (3), in which the body has a channel (6) opening out at that part of the side of the said body opposite the part (1) intended for osseous anchoring, the said channel being delimited by two lateral branches (4) and open on each side of the lateral branches (4) so as to be able to receive the rod (3) between the latter, characterised in that it comprises a threaded plug (8) designed to be able to be screwed in a tapping (11) formed in the inner walls of the two lateral branches (4), closing the channel (6) from that side of the said body (2) opposite the part (1) intended for osseous anchoring, and in that the face (8a) of the plug (8) oriented towards the rod (3) is provided with means for attachment and fixation of the plug to the rod, which can thus be locked in translation and in rotation.

2. Implant according to Claim 1, characterised in that the said means of attachment comprise a central point (12) made monobloc with the rest of the plug (8).

3. Implant according to Claim 1, characterised in that the said means of attachment comprise a peripheral collar (13) projecting from the face (8a) of the plug (8), of triangular cross-section with a preferably rounded vertex (13), and made monobloc with the rest of the plug.

4. Implant according to Claim 1, characterised in that the said means of attachment comprise a central point (12) and a peripheral collar (13) projecting from the face (8a) of the plug (8), these being made monobloc with the latter.

5. Implant according to one of Claims 1 to 4, characterised in that the anchoring part (1), the body (2) and the plug (8) are made of the same biocompatible material.

6. Implant according to any one of the preceding claims, characterised in that the inner tapping (11) of the two branches (4) of the body (2) and the thread (9) of the plug (8) are made with a sawtooth pitch in order to eliminate a radial component during screwing.

15

20

25

30

35

40

45

50

55

5

FIG. 1

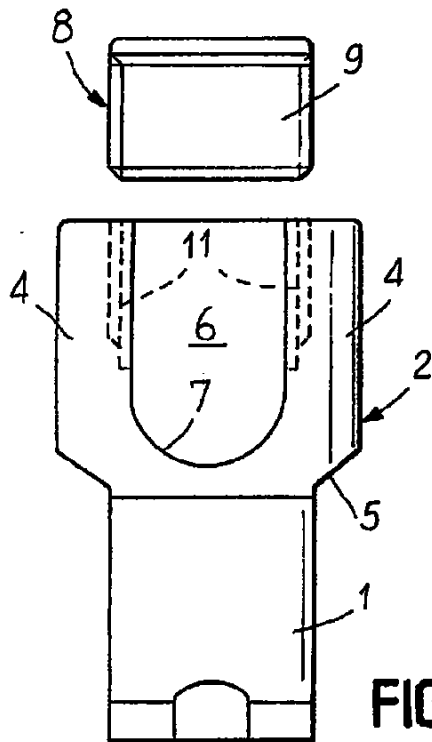
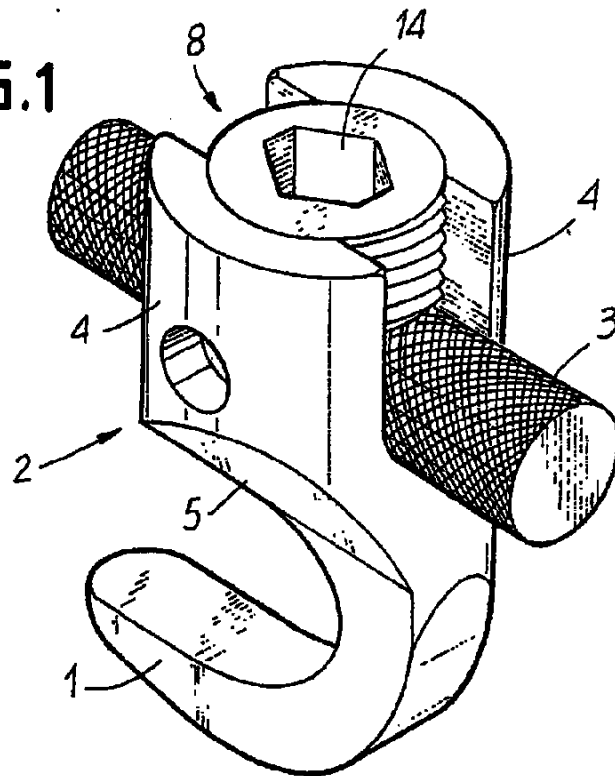


FIG. 2

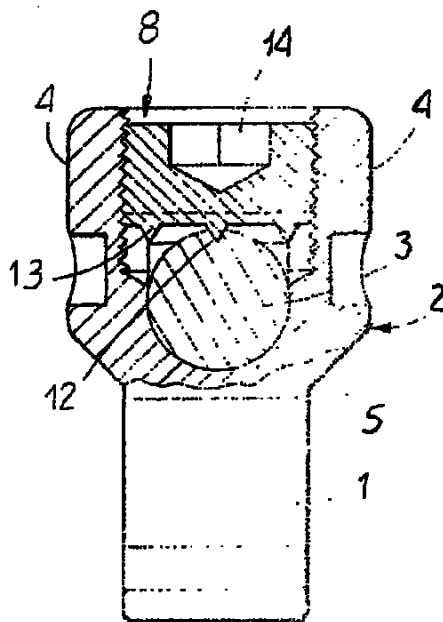


FIG. 3

FIG.4

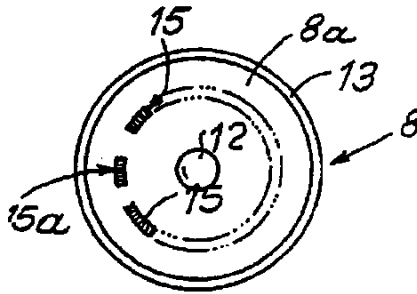
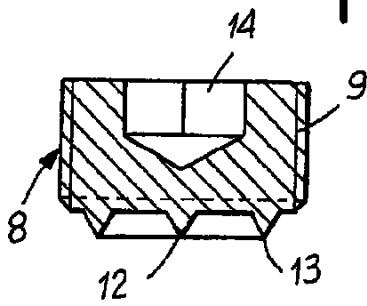


FIG.6

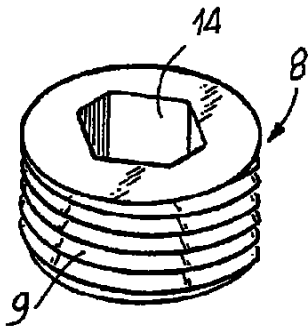


FIG.5

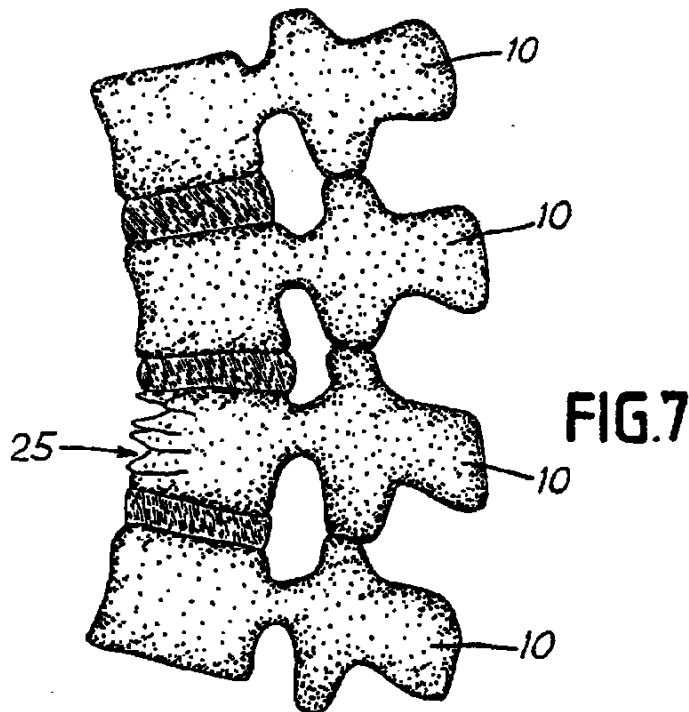


FIG.7

FIG. 8

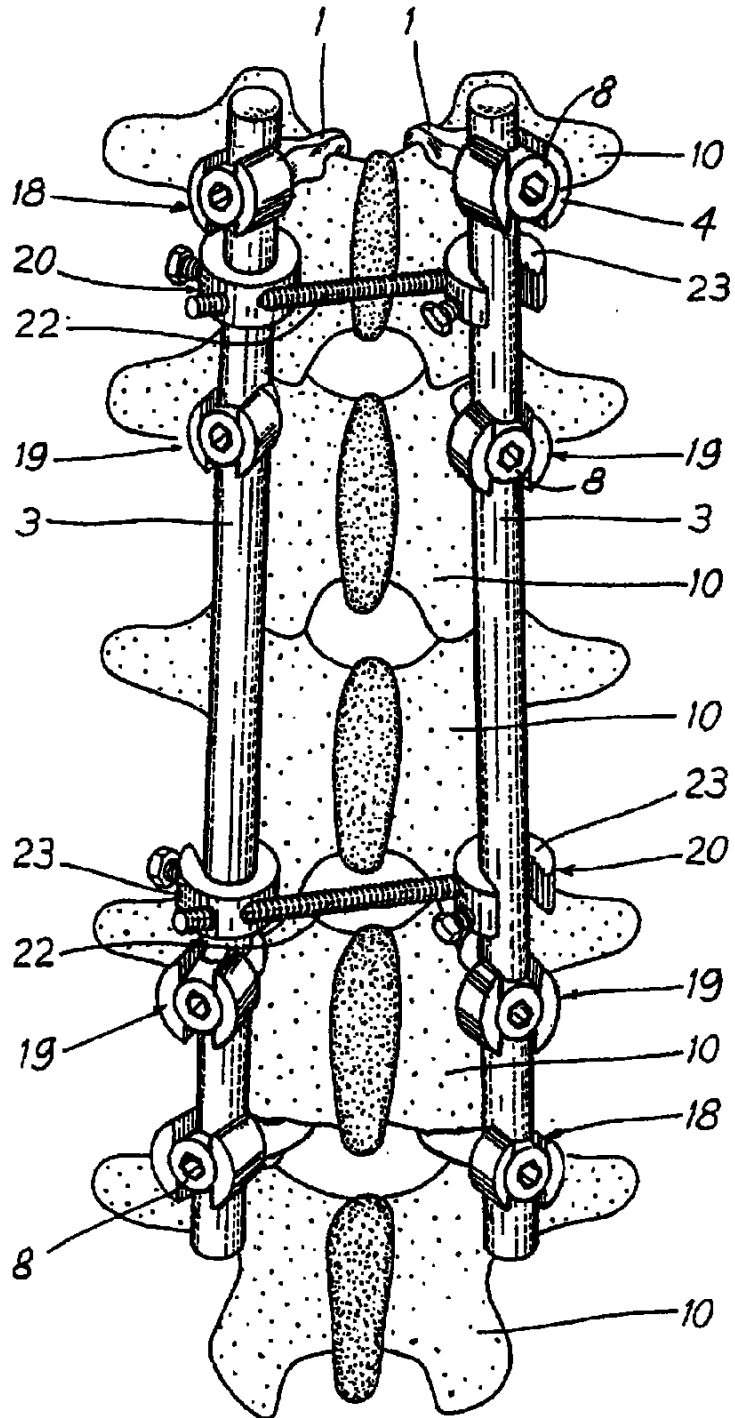
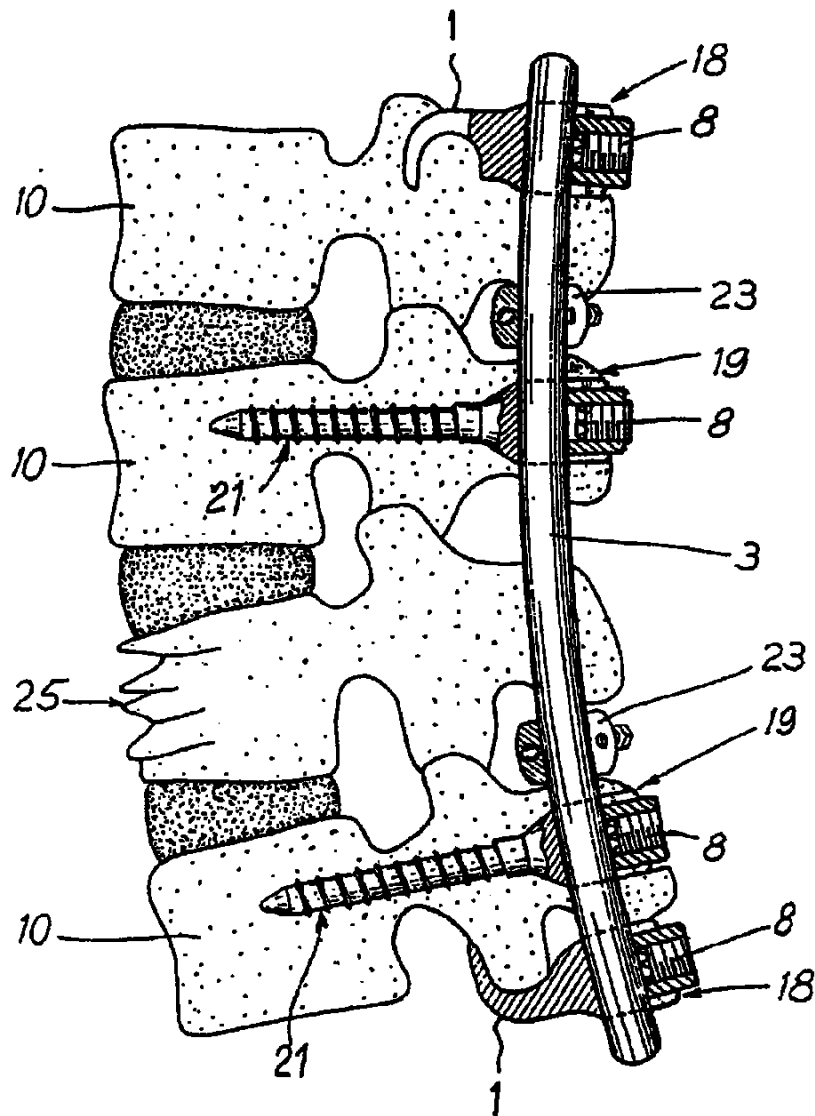


FIG. 9



19



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



11 Numéro de publication: **0 443 892 B1**

12

FASCICULE DE BREVET EUROPEEN

45 Date de publication de fascicule du brevet: 26.04.95 51 Int. Cl.⁸: **A61B 17/58**

21 Numéro de dépôt: 91400203.5

22 Date de dépôt: 29.01.91

54 **Implant pour dispositif d'ostéosynthèse en particulier du rachis.**

30 Priorité: 19.02.90 FR 9001972

43 Date de publication de la demande:
26.08.91 Bulletin 91/35

45 Mention de la délivrance du brevet:
26.04.95 Bulletin 95/17

64 Etats contractants désignés:
BE CH DE ES GB IT LI LU NL SE

56 Documents cités:
EP-A- 0 348 272
FR-A- 2 559 378
FR-A- 2 624 720

73 Titulaire: SOCIETE DE FABRICATION DE MA-
TERIEL ORTHOPEDIQUE SOFAMOR
5, rue Descamps
F-75016 Paris (FR)

72 Inventeur: Cotrel, Yves
110 Avenue Félix Faure
F-75015 Paris (FR)

74 Mandataire: Martin, Jean-Paul et al
c/o CABINET LAVOIX
2, Place d'Estienne d'Orves
F-75441 Paris Cedex 09 (FR)

Il est rappelé que: Dans un délai de neuf mois à compter de la date de publication de la mention de la délivrance du brevet européen, toute personne peut faire opposition au brevet européen délivré, auprès de l'Office européen des brevets. L'opposition doit être formée par écrit et motivée. Elle n'est réputée formée qu'après paiement de la taxe d'opposition (art. 99(1) Convention sur le brevet européen).

Description

La présente invention a pour objet un implant pour dispositif d'ostéosynthèse, en particulier du rachis, du type comprenant une partie destinée à l'ancrage osseux et un corps de fixation sur une tige, dans lequel le corps présente un canal débouchant sur une partie postérieure du corps, délimitant deux branches latérales et ouvert de part et d'autre du corps pour pouvoir recevoir la tige; cet implant comprend également un bouchon fileté adapté pour pouvoir être vissé dans un taraudage formé dans les parois intérieures des deux branches latérales afin de bloquer la tige en translation et en rotation.

Un tel implant est décrit dans la demande de brevet français 88 08 538 (FR-A-2 633 177) déposée le 24 juin 1988 par la Demanderesse. Ce dispositif, qui permet la fixation d'une tige moletée à une vertèbre, présente certains inconvénients :

- d'une part on constate une certaine difficulté pour déplacer la tige après mise en place du bouchon fileté de fixation.
- d'autre part les branches du corps en U peuvent subir un certain écartement lors du serrage du bouchon sur la tige.

L'invention a donc pour but de remédier à ces inconvénients.

Suivant l'invention, l'implant comprend une plaquette de liaison entre le bouchon et la tige, munie de moyens de fixation aux branches du corps.

Ainsi lors du serrage du bouchon, la plaquette s'applique sur la tige et l'immobilise complètement dans le corps de l'implant, en même temps que les moyens de fixation de la plaquette aux branches du corps s'opposent à tout écartement desdites branches.

Suivant un mode de réalisation de l'invention, les moyens de fixation de la plaquette aux branches sont formés par une bague entourant lesdites branches et solidaire des extrémités de la plaquette, qui s'étend d'une extrémité à l'autre du canal du corps, les branches du corps pouvant être introduites dans des passages réservés entre la bague et les bords de la plaquette.

La plaquette et la bague peuvent être venues de matière, la bague enserrant les deux branches et s'opposant à leur écartement lors du vissage du bouchon fileté.

L'invention sera maintenant décrite en référence aux dessins annexés qui en illustrent une forme de réalisation à titre d'exemple non limitatif.

La figure 1 est une vue en perspective éclatée d'une forme de réalisation de l'implant selon l'invention.

La figure 2 est une vue en élévation de l'implant de la Fig. 1 équipé de la tige correspondante bloquée dans le canal du corps par la pastille et le

bouchon.

La figure 3 est une vue en perspective de l'implant de la Fig. 2 et d'un tronçon de la tige correspondante.

L'implant 1 représenté aux dessins est destiné à un dispositif d'ostéosynthèse non représenté, en particulier du rachis. Il comprend une partie 2, destinée à l'ancrage osseux, ici constituée par une tige fileté, qui peut être remplacée par un crochet comme dans l'implant décrit dans précitée FR-A-2 633 177.

L'implant comprend également un corps 3 de fixation sur une tige 4 à aspérités, par exemple une tige moletée ou à pointes de diamant. Le corps 3 présente un canal 5 débouchant sur une partie postérieure du corps, délimitant deux branches latérales 6 et ouvert de part et d'autre du corps pour pouvoir recevoir la tige 4. Le corps 3 a ainsi une section en U dans un plan transversal au canal 5.

L'implant est également équipé d'un bouchon 10 pourvu d'un filetage 7 et dans lequel est usiné un évidement 8 convenablement profilé pour recevoir un outil correspondant de vissage du bouchon 10 dans des taraudages 9 des parois intérieures des branches 6. L'implant 1 comprend une plaquette 11 de liaison entre le bouchon 6 et la tige 4, s'étendant d'une extrémité à l'autre du canal 5 et dont la largeur est légèrement inférieure à la largeur 1 de l'entrée du canal 5. Les extrémités de la plaquette 11 sont solitaires d'une bague 12, de préférence cylindrique, qui entoure les deux branches 6 lorsqu'elle est mise en place sur le corps 3, par insertion des branches 6 dans les passages 13 réservés entre la paroi intérieure de la bague 12 et les bords longitudinaux de la plaquette 11.

La plaquette 11 et la bague 12 peuvent être rapportées l'une à l'autre, ou de préférence venues de matière en formant une pièce monobloc. La plaquette 11 relie deux portions diamétralement opposées du bord de la bague cylindrique 12 tournée vers les fond du canal 5.

La mise en place des divers éléments constitutifs de cet implant et le blocage de la tige 4 s'effectuent de manière très simple : on introduit d'abord la tige 4 dans le canal 5, puis on enfille la bague 12 autour des extrémités des branches 6 jusqu'à ce que la plaquette ou pastille 11 vienne en appui sur la tige 4, les branches 6 s'intercalant entre la bague 12 et les bords longitudinaux de la plaquette 11. Enfin on introduit le bouchon 10 entre les extrémités des branches 6, et on le visse dans les taraudages 9 jusqu'à ce que sa face plane opposée à la cavité 8 vienne se bloquer sur la plaquette 11. Cette dernière est ainsi appliquée fermement sur la surface à aspérités de la tige 4, laquelle est bloquée en translation et en rotation.

Il n'est plus nécessaire avec un tel dispositif de ménager des moyens d'accrochage sur la face du

bouchon 10 orientée vers la tige 4, contrairement à ce qui est prévu dans le brevet français 2 633 177. Par ailleurs il est possible de déplacer légèrement la tige pour lui faire trouver sa position définitive après mise en place de la plaquette 11 et de la bague 12, et avant serrage du bouchon 10. Enfin la hauteur de la bague 12 peut varier.

Revendications

1. Implant (1) pour dispositif d'ostéosynthèse, en particulier du rachis, comprenant une partie (2) destinée à l'ancrage osseux et un corps (3) de fixation sur une tige (4), dans lequel le corps présente un canal (5) débouchant sur une partie postérieure du corps, délimitant deux branches latérales (6) et ouvert de part et d'autre du corps pour pouvoir recevoir la tige, cet implant comprenant également un bouchon fileté (10) adapté pour pouvoir être vissé dans des taraudages (9) formés sur les parois intérieures des deux branches latérales (6) afin de bloquer la tige (4) en translation et en rotation, caractérisé en ce qu'il comprend une plaquette (11) de liaison entre le bouchon (10) et la tige (4), munie de moyens (12) de fixation aux branches du corps.
2. Implant selon la revendication 1, caractérisé en ce que les moyens de fixation de la plaquette (11) aux branches (6) sont formés par une bague (12) entourant lesdites branches et solidaire des extrémités de la plaquette, qui s'étend d'une extrémité à l'autre du canal (5) du corps (3), les branches du corps pouvant être introduites dans des passages (13) réservés entre la bague (12) et les bords de la plaquette (11).
3. Implant selon la revendication 2, caractérisé en ce que la face du bouchon (10) en appui sur la plaquette (11) est plane.

Claims

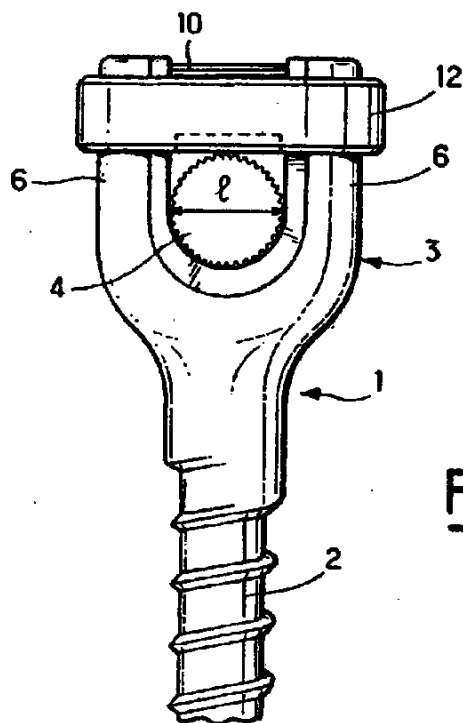
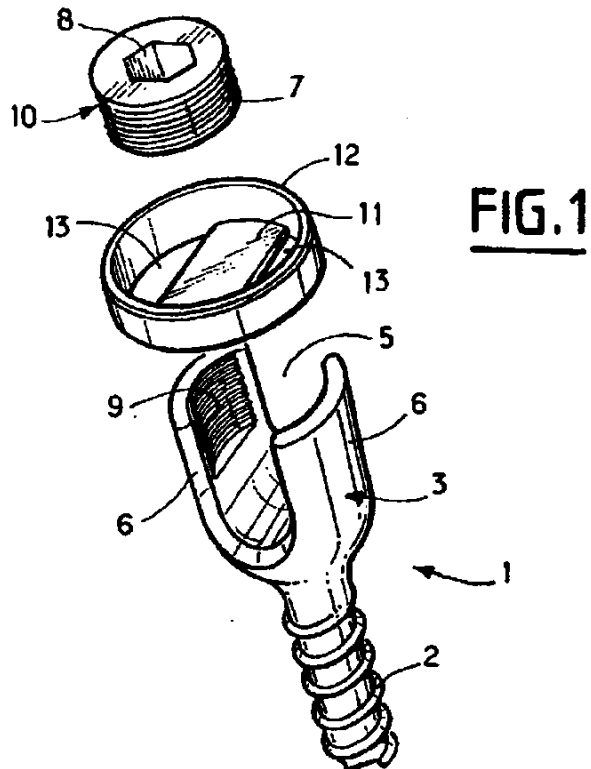
1. Implant (1) for an osteosynthesis device, particularly for the spine, comprising a post (2) intended for anchoring in the bone and a member (3) for attachment to a rod (4), in which the member has a channel (5) opening onto a rear part of the member, defining two lateral branches (6) and open on both sides of said member so as to be able to receive the rod, this implant also having a threaded plug (10) adapted to be screwed into screw threads (9) formed on the inner walls of the two lateral branches (6) in order to secure the rod (4) against translational and rotational movement,

characterized in that it comprises a small connecting plate (11) between the plug (10) and the rod (4), provided with means (12) for attachment to the branches of the member.

2. Implant according to claim 1, characterized in that the means for attaching the plate (11) to the branches (6) consist of a ring (12) encircling said branches and integrally fixed to the ends of the plate, which extends from one end of the channel (5) in the member (3) to the other, the branches of the member being insertable into passages (13) kept free between the ring (12) and the edges of the plate (11).
3. Implant according to claim 2, characterized in that the surface of the plug (10) abutting on the plate (11) is planar.

Patentansprüche

1. Implantat (1) für eine Osteosyntheseeinrichtung, insbesondere für die Wirbelsäule, mit einem zur Verankerung im Knochen bestimmten Teil (2) und einem Körper (3) zur Befestigung an einer Stange (4), bei dem der Körper einen sich in einem hinteren Teil des Körpers öffnenden Kanal (5) aufweist, der zwei seitliche Arme (6) begrenzt und beiderseits des Körpers offen ist, um die Stange aufnehmen zu können, wobei dieses Implantat außerdem einen Gewindestopfen (10) aufweist, der in an den Innenwänden der beiden Arme (6) ausgebildete Gewinde (9) einschraubbar ist, um die Stange (4) gegen Translation und Rotation zu sichern, dadurch gekennzeichnet, daß es ein Verbindungsplättchen (11) zwischen dem Stopfen (10) und der Stange (4) aufweist, das mit Mitteln (12) zur Befestigung an den Armen des Körpers versehen ist.
2. Implantat nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Mittel zur Befestigung des Plättchens (11) an den Armen (6) durch einen Ring (12) gebildet werden, der die genannten Arme umgibt und mit den Enden des Plättchens verbunden ist, das sich von einem Ende des Kanals (5) des Körpers (3) zum anderen erstreckt, wobei die Arme des Körpers in Durchbrüche (13) eingesteckt werden können, die zwischen dem Ring (12) und den Rändern des Plättchens (11) ausgespart sind.
3. Implantat nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die an dem Plättchen (11) anliegende Fläche des Stopfens (10) eben ist.



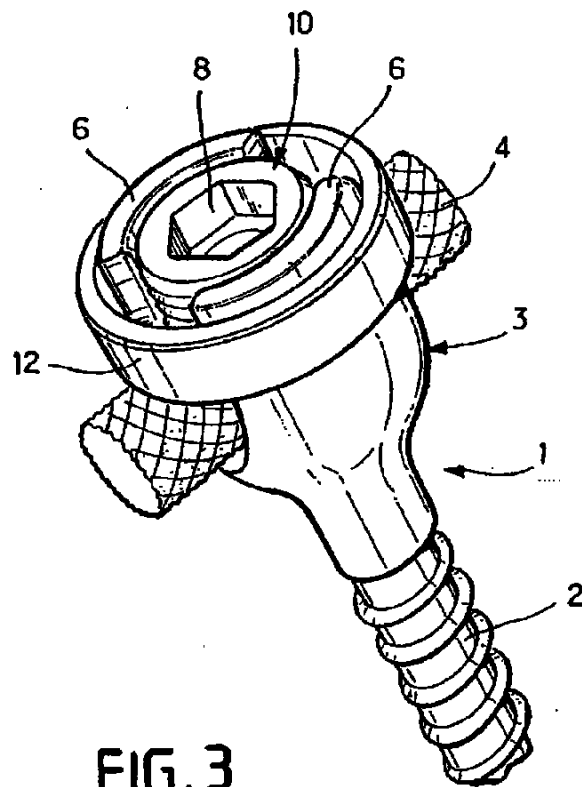


FIG. 3



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



Veröffentlichungsnummer: **0 452 792 B1**

12

EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT

Veröffentlichungstag der Patentschrift: **01.03.95**

Int. Cl.⁸: **A61B 17/60**

Anmeldenummer: **91105668.7**

Anmeldetag: **10.04.91**

94 Knochenchirurgischer Halter.

Priorität: **11.04.90 DE 9004240 U**

Veröffentlichungstag der Anmeldung:
23.10.91 Patentblatt 91/43

Bekanntmachung des Hinweises auf die
Patenterteilung:
01.03.95 Patentblatt 95/09

Benannte Vertragsstaaten:
CH DE ES FR GB IT LI NL SE

Entgegenhaltungen:
WO-A-89/00028
WO-A-91/01115
BE-A- 496 725
DE-A- 3 639 810
GB-A- 2 041 139

Patentinhaber: **Waldemar Link (GmbH & Co.)**
Postfach 63 05 52
D-22315 Hamburg (DE)

Erfinder: **Slot, G. H., Dr.**
St. Maartenskliniek
Hengstdal 3
P.B. 90 11
NL-6522 Nijmegen (NL)

Vertreter: **Glawe, Delfs, Moll & Partner**
Patentanwälte
Postfach 26 01 62
D-80058 München (DE)

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

Beschreibung

Die Erfindung betrifft einen knochenchirurgischen Halter mit einer Gewindestange und einem Halteteil, der einen zwischen einem Mutternpaar an der Gewindestange zu befestigten Gabelkopf aufweist.

Halter dieser Art werden vornehmlich zur Distraction und Kontraktion in der Wirbelsäulenchirurgie und bei der internen oder externen Fixation von Knochenfrakturen verwendet. Der Gabelkopf des Halteteils hat oftmals beträchtliche Kräfte aufzunehmen, die dazu zwingen, die Gabelfinger und auch den die Gabelfinger verbindenden Gabelsteg kräftig zu dimensionieren. Jedoch ist man andererseits bestrebt, die Abmessungen von zur zeitweiligen oder dauernden Implantation bestimmten Teilen möglichst gering zu halten. Dabei sollen die Muttern den Gabelkopf während einer gewissen Zeitspanne sicher an der Gewindestange halten, ohne daß sich die Position des Halters gegenüber der Gewindestange verändern kann. Zu diesem Zweck versucht die Erfindung zu erreichen, daß einerseits die Muttern einen hohen Lösewiderstand aufweisen und daß andererseits selbst dann, wenn eine Mutter sich gelockert haben sollte, der winkelfeste Verbund zwischen Halter und Gewindestange nicht gefährdet wird.

Diese Ziele werden nicht erreicht von bekannten Anordnungen (WO 89/00028 und DE-A 36 39 810), bei denen keine Maßnahmen zur Erhöhung des Lösewiderstands der Muttern getroffen sind und eine Winkelbeweglichkeit des Halters zur Gewindestange bei gelockerten Muttern gegeben ist.

WO-A-91/01115, ein Dokument das unter Art. 54(3) fällt, offenbart einen konischen Vorsprung an der Mutter und eine konische Vertiefung am Gabelkopf.

Die Erfindung erreicht das angegebene Ziel durch die Merkmale des Anspruchs 1.

Der höhere Lösewiderstand der erfindungsgemäßen Anordnung ergibt sich daraus, daß die Spannkraft der Muttern oder zumindest ein wesentlicher Teil derselben über die flächig konisch aneinander anliegenden Konusflächen der Vorsprünge bzw. Vertiefungen am Gabelkopf bzw. an der Mutter übertragen werden. Während bei einer Kraftübertragungsfläche, die lotrecht zur Kraftübertragungsrichtung verläuft, die mittlere Flächenpressung durch den Quotienten aus der übertragenden Kraft und der Kraftübertragungsfläche bestimmt wird, ist im Falle einer Kraftübertragung über eine Schrägfläche die Flächenpressung um den Faktor $1/\sin \alpha$ größer, wobei α der Winkel zwischen der Schrägfläche und der Kraftübertragungsrichtung ist. Bei einer Konusfläche gilt diese Beziehung gleichfalls angenähert, wobei α der Winkel zwischen einer Mantellinie und der Achse ist.

Bei Wahl von α gleich 30 Grad wird auf diese Weise die Flächenpressung etwa verdoppelt. Entsprechend erhöht ist auch der Lösewiderstand. Daher besitzt die erfindungsgemäße Anordnung eine wesentlich höhere Sicherheit gegen unbeabsichtigtes Lösen der Muttern als bekannte Anordnungen. Dies gilt auch gegenüber derjenigen bekannten Anordnung (WO 89/00028), bei welcher die Vorsprünge am Gabelkopf und an den Muttern sphärisch ausgebildet sind, weil dort infolge der Verformungsmöglichkeit des Gabelkopfs nach innen von den sphärischen Kraftübertragungsflächen lediglich die Bereiche mit geringstem Neigungswinkel für die Kraftübertragung in Betracht kommen.

Ferner wird durch die erfindungsgemäßen Merkmale erreicht, daß die winkelfeste Verbindung zwischen dem Halteteil und der Gewindestange selbst dann nicht verloren geht, wenn eine Mutter sich geringfügig lockern sollte, weil dann immer noch der unschwenkbare Eingriff der Konusvorsprünge in des Gabelkopfs in die Konusvertiefungen der Muttern vorhanden ist.

Wie auch bei den bekannten Anordnungen mit sphärischen Zusammenwirken von Gabelkopf und Muttern, bietet die Erfindung den Vorteil, daß die in den Vertiefungen der Muttern gehaltenen Vorsprünge des Gabelkopfs diesen daran hindern, sich aufzulegen. Auch wird die Fixierung des Halteteils während der Operation dadurch erleichtert, daß die Muttern schon dann, wenn sie sich dem Gabelkopf eine gewisse Distanz genähert haben, die Vorsprünge des Gabelkopfs umfassen und dadurch Eingriffssicherheit geben. Der Operateur kann anschließend die Muttern zum Justieren oder Aufrichten des Halteteils festziehen, ohne auf dem korrekten Sitz achten zu müssen; denn mit zunehmender Annäherung der Muttern an den Gabelkopf wird dieser aufgerichtet. Nach einem besonderen Merkmal der Erfindung wird die konische Vertiefung der Muttern von einem als dünner Rand auslaufenden Ringkragen gebildet. Dieses Merkmal gibt die Möglichkeit einer einfachen und sicheren Arretierung der Muttern, in dem der Rand im Zwischenraum zwischen den Fingern des Gabelkopfs, vorzugsweise benachbart der Innenkante eines Gabelingers bzw. des darin gebildeten Vorsprungs, ein wenig eingebault wird. Sollte sich die Mutter in Löserichtung zu drehen versuchen, schlägt die verformte Stelle des Rands an der Innenkante eines Gabelingers oder Vorsprungs an, wodurch die weitere Drehung verhindert wird, solange die auf die Mutter wirkenden Drehkräfte eine bestimmte, in der praktischen Anwendung zu erwartende Schwelle nicht überschreiten.

Ferner kann nach der Erfindung vorgesehen sein, daß der dünne Rand des Ringkragens mit einer an der Gabel den Vorsprung umgebenden Fläche zusammenwirkt, die quer zur Kraftübertra-

gungsrichtung (also in der Regel eben) verläuft. Ein solches Zusammenwirken kann auch dann stattfinden, wenn ein wesentlicher Teil der Kraft über die Konusflächen übertragen wird, weil diese sich unter dieser Kraft ein wenig nach innen verformen und damit dem Rand des Ringkragens die Möglichkeit geben, mit der genannten, dem Konusvorsprung umgebenden Fläche zusammenzuwirken. Dabei verformt sich der dünne Rand des Ringkragens ein wenig, wobei er im Bereich des Zwischenraums des Gabelkopfs ein wenig weiter in Kraftübertragungsrichtung vorragt als an der genannten Fläche. Daraus resultiert ein kräftiger Lösewiderstand selbst dann, wenn der Rand in den Gabelzwischenraum hinein nicht noch gesondert verformt wurde.

Um aber eine solche, besondere Verformung möglich zu machen, ist eine Mutter nach der Erfindung zweckmäßigerweise mit einem Widerlager für ein entsprechendes Verformungswerkzeug ausgerüstet.

Die Erfindung wird im folgenden näher unter Bezugnahme auf die Zeichnung erläutert, die vorteilhafte Ausführungsbeispiele veranschaulicht. Darin zeigen:

- Fig. 1 eine teilweise geschnittene Ansicht des Halters unter Verwendung einer Knochenschraube als Halteteil,
- Fig. 2 eine der Fig. 1 entsprechende Ansicht unter Verwendung eines Hakens als Halteteil,
- Fig. 3 und 4 zwei Ansichten des Hakens,
- Fig. 5 und 6 zwei Ansichten der Knochenschraube,
- Fig. 7 und 8 zwei Ansichten einer Mutter,
- Fig. 9 ein Detail im Schnitt
- Fig. 10 eine perspektivische Ansicht des Halters während der Montage und
- Fig. 11 ein Anwendungsbeispiel des Halters in der Wirbelsäulenchirurgie.

Der Halter besteht aus der Gewindestange 1, den Muttern 2, 3 und wenigstens einem Halteteil, nämlich der Knochenschraube 4 bzw. dem Haken 5. Die Knochenschraube 4 bzw. der Haken 5 sind mittels des Gabelkopfs 6 mit der Gewindestange 1 bzw. den Muttern 2, 3 verbunden. Der Gabelkopf 6 bildet zwei Gabelfinger 7, die durch den Gabelsteg 8 miteinander verbunden sind, der seinerseits mit dem Schraubenteil bzw. Hakenteil verbunden ist. Auf beiden Stirnseiten weist der Gabelkopf 6 einen an den Gabelfinger 7 und dem Steg 8 durchlaufenden Ringvorsprung 9 auf, dessen Außenkontur 10 konisch ist mit von den Fingern 7 aus geringer werdendem Außendurchmesser. Der Konuswinkel (gemessen zwischen zwei diametral gegenüberliegenden Mantellinien) beträgt in dem dargestellten

Beispiel 60° und liegt vorzugsweise zwischen 30 und 120°, vorzugsweise zwischen 45 und 90°. Es ist nicht erforderlich, daß es sich um eine Kegelform im mathematischen Sinne handelt. Jedoch ist die dargestellte Form im allgemeinen zweckmäßig, weil sie auch bei verhältnismäßig großer Schräglage des Gabelkopfs gegenüber der Richtung der Gewindestange 1 und schon in einer gewissen Entfernung der Muttern vom Gabelkopf ein sicheres "Fangen" des Vorsprungs 9 durch die Muttern bei vergleichsweise geringem Raumbedarf gewährleistet.

Die Muttern tragen in ihrem Umfangsbereich 11 geeignete Formationen für den Angriff eines Schlüssels, vorzugsweise Sechskantflächen. Im Bereich 12 sind sie zweckmäßigerweise zylindrisch zur Bildung des Ringkragens 13, dessen Innenkontur 14 im dargestellten Beispiel konisch ist und übereinstimmt mit der konischen Kontur 10 der Gabelkopfvorsprünge 9. Im montierten Zustand ergibt sich die in Fig. 1 und 2 dargestellte Konfiguration, wobei Spiel 15 zwischen den zusammenwirkenden Konusflächen angedeutet ist, das bei der praktischen Ausführung nicht vorhanden ist. Außerdem wirken die Muttern und der Gabelkopf über die ebene Stirnfläche 16 des Gabelkopfs zusammen, was zur Übertragung eines Biegemoments sowie zu der weiter unten erläuterten Mutterfixierung zweckmäßig sein kann. In anderen Fällen zieht man die alleinige Kraftübertragung über die zusammenwirkenden Konusflächen vor.

Fig. 10, die im wesentlichen mit der Ausführung gemäß Fig. 1 bis 8 übereinstimmt und sich davon nur durch die Beschränkung der Vorsprünge 9a auf den Bereich der Gabelkopffinger 7 unterscheidet, zeigt deutlich, daß die Erfindung es gestattet, daß der Halteteil 4 vor dem Zusammenziehen der Muttern 2, 3 gegenüber der Gewindestange 1 in hohem Maße unausgerichtet ist und dennoch durch das Zusammenwirken der Gabelkopfvorsprünge 9a mit dem Ringkragen 13 der Muttern richtig erfaßt und in die gewünschte, rechtwinklige Lage zur Gewindestange 1 gezwungen werden kann.

In dem Anwendungsbeispiel gemäß Fig. 11 sind zwei erfindungsgemäße Halter 17, 18 zur Distraction von Wirbelkörpern eingesetzt, wobei sie durch einen Steg 18 miteinander zu einem H-Rahmen verbunden sind.

Wie man der vergrößerten Darstellung in Fig. 9 entnimmt, läuft der Ringkragen 14 in einem Rand 19 aus, der dünn ist und daher leicht mit geeigneten Werkzeugen verformt werden kann. Die Mittellinie 20 verläuft, vom Hauptkörper der Mutter her, nicht nur in axialer Richtung, sondern auch schräg nach außen. Wird nun mit Hilfe eines geeigneten Werkzeugs in Richtung des Pfeils 21 eine Kraft auf den Rand 19 ausgeübt, so wird er sich verbiegen,

wie dies bei 22 angedeutet ist. Infolge der Schrägung der Mittellinie 20 erfolgt die Verformung nicht nur radial nach innen, sondern auch ein wenig in axialer Richtung. Nimmt man diese Verformung zwischen zwei Gabelkopffingern 7 vor, und zwar möglichst benachbart der Innenkante 23 dieser Finger, so erreicht man durch die Verformung 22 eine von den Kanten 23 der Gabelfinger 7 oder der Vorsprünge 9 eingefasste Einbeulung, die die form-schlüssige Sicherung der Mutter in der jeweiligen Stellung bewirkt. Zweckmäßig für die Fixierung ist, daß die Gabelfinger 7 den Rand 19 des Ringkragens 13 an derjenigen Stelle, an der der Rand 19 über die Innenkante der Gabelfinger hinwegläuft, überragen. Jedoch ist das nicht unbedingt erforderlich, da auch schon eine bloße Verformung radial nach innen bewirkt, daß eine mit einem Vorsprung zusammenwirkende Verformungsstelle entsteht, sofern der Vorsprung im Querschnitt dem Rand hinreichend benachbart ist.

Patentansprüche

1. Knochenchirurgischer Halter mit einer Gewindestange (1) und einem Halteteil (4, 5), der einen zwischen einem Mutternpaar (2, 3) an der Gewindestange (1) zu befestigenden Gabelkopf (6) aufweist, wobei der Gabelkopf konzentrisch zu der vorgesehenen Stangenposition angeordnete Vorsprünge (9) und die Muttern (2, 3) Vertiefungen (14) aufweisen, die mit den Vorsprüngen (9) kraftübertragend zusammenwirken, wobei die Vorsprünge (9) und Vertiefungen (14) konisch ausgebildet sind.
2. Halter nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Vorsprünge (9) von einem an den Gabelköpfen (7) und dem Gabelsteg (8) durchlaufenden Ringvorsprung gebildet sind.
3. Halter nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die konische Vertiefung (14) der Mutter von einem als dünner Rand (19) auslaufenden Ringkragen (13) gebildet ist.
4. Halter nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß dann, wenn die Mutter angezogen ist, der dünne Rand (19) des Ringkragens (13) verformt an einer Gegenfläche anliegt, die an der Gabel (6) den Vorsprung (9) umgibt.
5. Halter nach Anspruch 3 oder 4, dadurch gekennzeichnet, daß eine Mutter (2, 3) ein Widerlager für ein Werkzeug zum Verformen des Ringkragens (13) aufweist.

Claims

1. A retaining means for bone surgery, with a threaded rod (1) and a retaining member (4, 5) which has a forked end (6) to be secured between a pair of nuts (2, 3) on the threaded rod (1), wherein the forked end has projections (9) arranged concentric to the intended rod position and the nuts (2, 3) have recesses (14) which co-operate with the projections (9) in a force-transmitting manner, wherein the projections (9) and recesses (14) are conically shaped.
2. A retaining means according to Claim 1, characterised in that the projections (9) are formed by an annular projection passing through the fork fingers (7) and the fork web (8).
3. A retaining means according to Claim 1 or 2, characterised in that the conical recess (14) of the nuts is formed by an annular collar (13) tapering into a thin edge (19).
4. A retaining means according to Claim 3, characterised in that when the nut is tightened the thin edge (19) of the annular collar (13) is applied deformed against a countersurface which surrounds the projection (9) on the fork (6).
5. A retaining means according to Claim 3 or 4, characterised in that a nut (2, 3) has an abutment for a tool for deforming the annular collar (13).

Revendications

1. Appareil de contention pour chirurgie osseuse, comprenant une tige filetée (1) et un élément de fixation (4, 5) qui comporte une fourche (6) destinée à être fixée sur la tige filetée (1) entre deux écrous (2, 3), la fourche présentant des saillies (9) disposées concentriquement à la position prévue de la tige et les écrous (2, 3) présentant des creux (14) qui coopèrent avec les saillies (9) pour la transmission des efforts, les saillies (9) et les creux (14) étant réalisés sous forme conique.
2. Appareil de contention selon la revendication 1, caractérisé en ce que les saillies (9) sont constituées par une saillie annulaire qui fait le tour des doigts (7) et de la traverse (8) de la fourche.

3. Appareil de contention selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que le creux conique (14) des écrous est formé par un collet annulaire (13) qui se termine par un bord mince (19).
- 5
4. Appareil de contention selon la revendication 3, caractérisé en ce qu'au moment où l'écrou est serré, le bord mince (19) du collet annulaire (13) s'applique en se déformant sur une contre-surface qui entoure la saillie (9) sur la fourche (6).
- 10
5. Appareil de contention selon la revendication 3 ou 4, caractérisé en ce qu'un écrou (2, 3) présente un appui pour un outil servant à produire la déformation du collet annulaire (13).
- 15

20

25

30

35

40

45

50

55

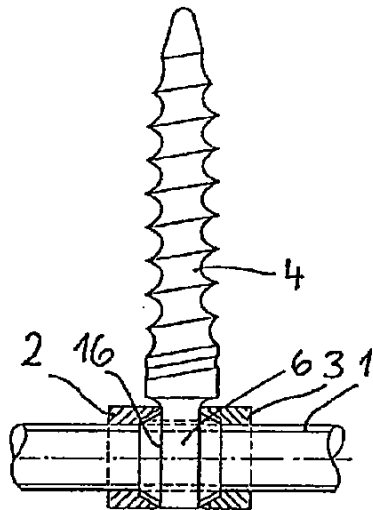


Fig. 1

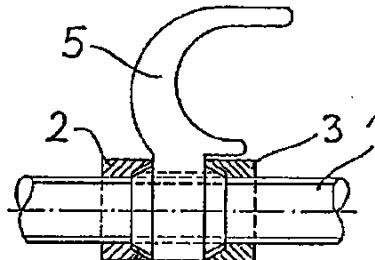


Fig. 2

Fig. 3

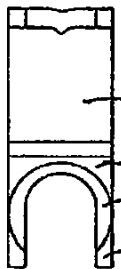


Fig. 4

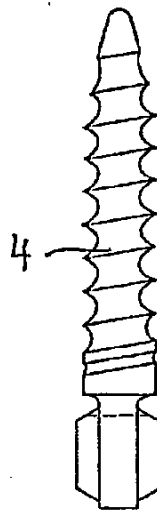
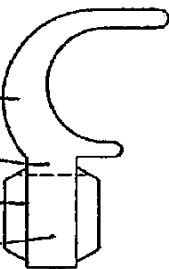


Fig. 5

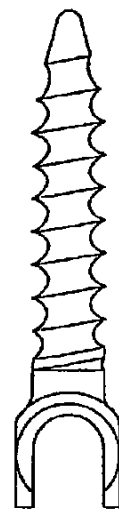


Fig. 6

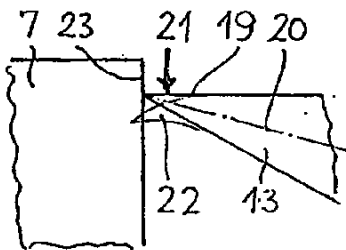


Fig. 9

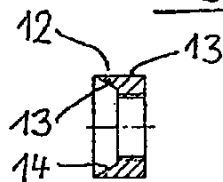


Fig. 7

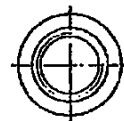


Fig. 8

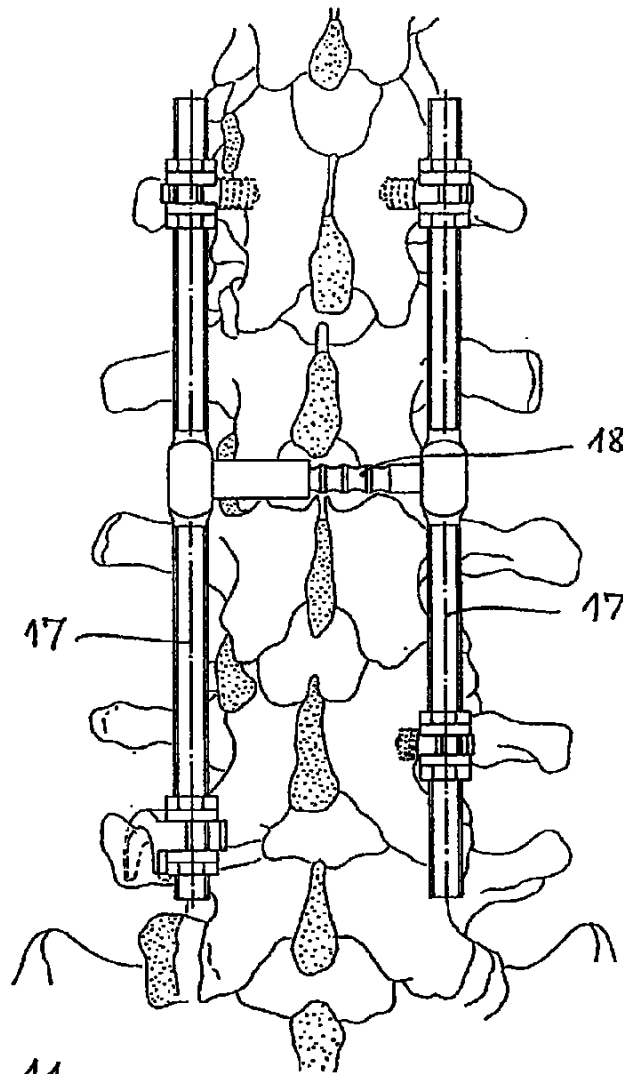
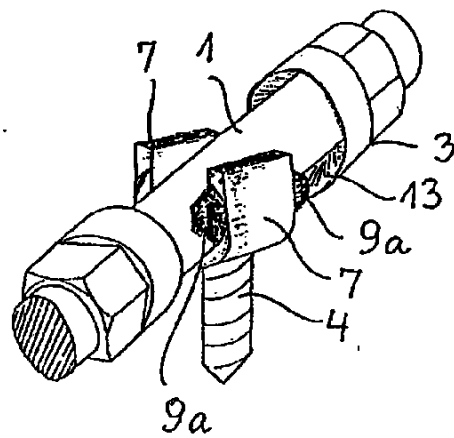


Fig. 11

Fig. 10





Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11) **EP 0 468 264 B1**

(12) **EUROPEAN PATENT SPECIFICATION**

(45) Date of publication and mention
of the grant of the patent:
10.09.1997 Bulletin 1997/37

(51) Int. Cl.⁶: **A61B 17/58**

(21) Application number: **91111328.0**

(22) Date of filing: **08.07.1991**

(54) **Spinal column retaining apparatus**

Apparat zur Feststellung der Wirbelsäule
Appareil pour la fixation du rachis

(84) Designated Contracting States:
AT BE CH DE DK ES FR GB GR IT LI LU NL SE

(30) Priority: **24.07.1990 US 557587**

(43) Date of publication of application:
29.01.1992 Bulletin 1992/05

(73) Proprietor: **ACROMED CORPORATION**
Cleveland Ohio 44115 (US)

(72) Inventors:
• **Asher, Marc A.**
Prairie Village Kansas 66207 (US)

• **Strippen, Walter**
Golden Colorado 80403 (US)
• **Heinig, Charles F.**
Charlotte N. Carolina 28226 (US)
• **Carson, William**
Columbia Missouri 65203 (US)

(74) Representative: **Rottmann, Maximilian R. et al**
c/o Rottmann, Zimmermann + Partner AG
Glattalstrasse 37
8052 Zürich (CH)

(56) References cited:
EP-A- 0 314 021 **DE-A- 2 834 891**
FR-A- 2 656 214 **US-A- 4 611 581**

Note: Within nine months from the publication of the mention of the grant of the European patent, any person may give notice to the European Patent Office of opposition to the European patent granted. Notice of opposition shall be filed in a written reasoned statement. It shall not be deemed to have been filed until the opposition fee has been paid. (Art. 99(1) European Patent Convention).

Description

Background of the Invention

The present invention relates to an apparatus which is used to retain spinal and/or pelvic elements, such as vertebrae for example, in a desired spatial relationship.

A known apparatus for retaining vertebrae in a desired spatial relationship is disclosed in U.S. Patent No. 4,648,388. The apparatus includes a plurality of threaded fasteners which are connected with vertebrae of a human spinal column. Retaining rods are bent to a configuration which is a function of the desired spatial relationship between vertebrae of the spinal column. After a rod has been bent to the desired configuration, it is inserted into clamps connected with the fasteners. The clamps are then engaged to hold the vertebrae against movement relative to the rod. Other known apparatus for retaining vertebrae in a desired spatial relationship are disclosed in U.S. Patents Nos. 4,611,581; 4,655,199; and 4,887,595.

With this known apparatus, once the threaded fasteners or bone screws have been connected with the vertebrae, it is difficult to adjust the position of a retaining rod relative to the fasteners. This is because once the fasteners or bone screws have been connected with the vertebrae, each of the fasteners remains stationary relative to the vertebra with which it is connected. The clamps which interconnect the retainer rod and the fasteners cannot be adjusted to change the spatial relationship between the fasteners and the retainer rod.

German Patent Document No. 28 34 891 discloses an apparatus having a screw fastened to a T-shaped support by a clamp. The clamp has a screw like peg that is provided with a hole that the screw extends through. A threaded shank of the clamp extends through a slot in the support. The support is provided with two ball articulations having articulation members through which threaded bolts are threaded. The screws extend through the skin of the patient. The German Patent Document does not disclose or suggest a second fastener means for securing an elongate member to a connector member comprising a second threaded end portion of an elongate member fixedly connected to a first threaded end portion of the elongate member and extending along the longitudinal axis of the elongate member and a nut which is threaded on the second threaded end portion. Also, the German Patent Document does not disclose or suggest a second threaded end portion of an elongate member extending through an opening with a length greater than its width in a connector member and being of a diameter less than the length of the opening enabling adjustment of a longitudinal member toward and away from the elongate member.

Summary of the Invention

The present invention provides a new and improved

apparatus and method for use in retaining spinal and/or pelvic elements, such as vertebrae, in a desired spatial relationship. The apparatus includes a fastener having a threaded end portion which engages an element, such as a vertebra, in the spinal column. A connector assembly interconnects the fastener and a longitudinal member, such as a rod, which extends substantially parallel to the axis of the spine. The connector assembly is adjustable to enable the distance between the longitudinal member and the fastener to be varied while the fastener remains stationary relative to the element, such as a vertebra to which it is connected.

To accommodate the adjustment between the longitudinal member and fastener, an oblong opening is formed in a connector member which interconnects the longitudinal member and fastener. Thus, after the connector member has been placed in engagement with both the longitudinal member and the fastener, the longitudinal member and fastener can be moved relative to each other while the connector member is maintained in engagement with both the longitudinal member and the fastener. In one specific embodiment of the invention, the oblong opening which accommodates temporary relative movement between the longitudinal member and fastener is engaged by the fastener. Therefore, the connector member and longitudinal member can be moved together relative to the fastener. If desired, to obtain the optimal surgical correction of the spine in all three planes, the positions of the vertebrae can be readily adjusted relative to each other by rotating the longitudinal member relative to the connector members with some of the connector members disposed in relatively loose engagement with the longitudinal member and fasteners and one or more connector members in relatively tight engagement with a fastener or fasteners. This makes it possible for example to vary or change both the radius and the apex of a coronal plane spine curve, which is by definition abnormal, as the curve is being transposed into a normal sagittal plane curve. After the adjustment, the fasteners are tightened to prevent relative movement of the longitudinal member and the fasteners.

Brief Description of the Drawings

The foregoing and other features of the invention will become more apparent upon a consideration of the following description taken in connection with the accompany drawings, wherein:

Fig. 1 is a dorsal view of a portion of a spinal column with retainer assemblies constructed and installed in accordance with the present invention to maintain a desired spatial relationship between vertebrae of the spinal column;

Fig. 2 is a sagittal view of the spinal column of Fig. 1, further illustrating the manner in which vertebrae of the spinal column are held in the desired spatial relationship;

Fig. 3 is a sectional view, taken generally along the line 3-3 of Fig. 1, illustrating the manner in which fasteners are used to connect the retainer assemblies with a vertebra;

Fig. 4 is an enlarged pictorial illustration of a connector member used in a retainer assembly of Fig. 3;

Fig. 5 is an enlarged sectional view illustrating the manner in which the connector member interconnects a retainer rod and a fastener when the distance between the retainer rod and fastener is relatively large; and

Fig. 6 is a fragmentary sectional view, generally similar to Fig. 5, illustrating the manner in which a connector member interconnects the retainer rod and fastener when the distance between the retainer rod and fastener is relatively small.

Description of Specific Preferred Embodiments of the Invention

General Description

A human spinal column 10 to which a pair of retainer assemblies 12 and 14 are connected is illustrated in Figs. 1 and 2. The retainer assemblies 12 and 14 retain portions of the spinal column, that is vertebrae 16, in a desired spatial relationship relative to each other.

The retainer assemblies 12 and 14 have the same construction and include fasteners 20 (Fig. 3) made of a biocompatible material, such as stainless steel. The fasteners 20 have threaded inner end portions 22 which engage the vertebrae 16 to fixedly mount the fasteners in the vertebrae. Although only a pair of fasteners 20 have been shown in Fig. 3, it should be understood that there are usually more than that and in Figs. 1 and 2 four pairs of fasteners 20 connected with four adjacent vertebrae 16 of the spinal column 10 are shown.

Each of the retainer assemblies 12 and 14 includes a longitudinal member such as the depicted cylindrical rod 26 which extends along the spinal column. The rod is made of a biocompatible material such as stainless steel. Each of the rods 26 has a length which is at least sufficient to enable the rod to span at least two of the vertebrae 16. In the embodiment of the invention illustrated in Figs. 1 and 2, the rods 26 span six vertebrae 16. Of course, the length of the rods in any particular installation will depend upon the condition to be corrected and the number of vertebrae 16 to be held in a desired spatial relationship relative to each other by the retainer assemblies 12 and 14. The rods 26 are bent to conform to a desired curvature of the spinal column 10 in all or any of the three possible anatomic planes.

Connector assemblies 30 interconnect the rods 26 and the fasteners 20 (Fig. 3). Each of the connector assemblies 30 includes a connector member 32 (Figs. 3 and 4). Each of the connector members 32 is provided with a first opening 36 through which the rod 26

extends. Each of the connector members 32 has a second opening 38 through which an outer end portion 40 of the fastener 22 extends.

Rod clamps 44 (Fig. 3) hold the rods 26 against movement relative to the connector members 32. The rod clamps 44 include set screws 46. The set screws 46 engage internally threaded openings 48 (Fig. 4) in the connector members 32.

Mounting clamps 50 (Fig. 3) hold the connector members 32 against movement relative to the fasteners 20. The mounting clamps 50 include clamp nuts 52 which engage relatively fine threads on the outer end portions 40 of the fasteners 20. Lock nuts 54 hold the clamp nuts 52 in place on the fasteners 20. The lock nuts 54 may be omitted if desired.

In accordance with one of the features of the invention, the distance between the rods 26 and the fasteners 20 can be varied while the rods 26 and fasteners are connected with the connector members 32 and while the fasteners remain stationary relative to the vertebrae 16. This enables the position of each of the rods 26 to be adjusted relative to each of the fasteners 20 after the fastener has been mounted in a vertebra. Therefore, compensation can be made for a slight misalignment of one or more of the fasteners 20 relative to a vertebra. In addition, the ability to adjust the distance between the fasteners 20 and the rods 26 enables one or more of the vertebrae to be moved relative to the adjacent vertebrae to obtain a desired spatial relationship between the vertebrae.

To enable temporary relative movement to occur between the rods 26 and fasteners 20, the openings 38 in the connector members 32 have an oblong configuration (Fig. 4). Therefore, a vertebra 16 (Fig. 3) engaged by a fastener 20 can be moved either toward or away from a rod 26 which is being held substantially stationary. Similarly, a rod 26 can be moved either toward or away from a fastener 20 which is being held stationary. Of course, the rod 26 and fastener 20 could both be moved relative to each other to obtain the desired spatial relationship. Once the desired spatial relationship has been obtained, the rod clamp 44 and mounting clamp 50 are tightened to hold the rod 26 and fastener 20 against movement relative to each other.

In the illustrated embodiment of the invention, the fastener 20 extends through an oblong opening 38 in the connector member 32. This enables relative movement to occur between the fastener 20 and connector member 32 as the rod 26 and fastener are moved relative to each other.

Fastener

The fastener 20 is formed from biocompatible material. The inner end portion 22 (Fig. 3) of the fastener 20 has a coarse helical thread convolution 58 which engages the bone of a vertebra 16. In one specific embodiment of the invention, the coarse thread convolution 58 is a buttress-type thread with an outside diam-

eter of approximately 0.25 inches and a pitch of ten threads per inch. The outside diameter and the length of the threaded portion which engages the bone of vertebrae 16 may vary to safely accommodate the biological variability between vertebrae 16 of different individuals.

The outer end portion 40 of the one piece fastener 20 is provided with a relatively fine thread which engages an internal thread convolution on the clamp nut 52. In one specific embodiment of the invention, the outer end portion 40 had an outside diameter of approximately 0.19 inches. Wrenching flats (not shown) are provided on the outermost end of the outer end portion 40 of the fastener 20. Torque is applied to these wrenching flats to turn the relatively coarse helical thread convolution 58 into the bone of a vertebra 16. Once the fastener 20 has been connected with the vertebra and the rod 26 and fastener clamped in the desired spatial relationship, the outermost end portion of the fastener is cut away to minimize the overall length of the fastener. Of course, if desired, the outwardly projecting portion of the fastener could be left in place along with the wrenching flats for adjustment or removal purposes.

An enlarged intermediate portion 62 is provided between inner end portion 22 and outer end portion 40 of the fastener 20. The intermediate portion 62 is provided with wrenching flats which can be engaged to hold the fastener 20 against rotation when the clamp nut 52 is tightened. In addition, the intermediate portion 62 of the fastener has a flat outer side surface which abuttingly engages the connector member 32. When the clamp nut 52 is tightened, the connector member is securely gripped between the clamp nut and the enlarged intermediate portion of the fastener 20.

Although it is contemplated that the fastener 20 could have many different constructions, it is preferred to construct the fastener 20 in accordance with U.S. Patent No. 4,854,311, issued August 8, 1989 and entitled "Bone Screw". Thus, the fastener 20 has the same construction and cooperates with a vertebra 16 in the same manner as disclosed in the aforementioned U.S. patent.

Connector Member

The connector member 32 (Fig. 4) is formed from one piece of biocompatible material, such as stainless steel. The connector member 32 has a generally rectangular mounting section 66 which engages a fastener 20. In addition, the connector member 32 has a rectangular block section 68 which is integrally formed with the mounting section 66 and projects from the mounting section. The block section 68 engages a rod 26.

The oblong opening 38 is formed in the mounting section 66. The oblong opening 38 has a length, indicated by the arrow 72 in Fig. 4, which is sufficient to enable the connector member 32 to be moved through a substantial distance relative to the fastener 20. In one specific embodiment of the invention, the length 72 of the opening 38 was twice as great as the diameter of the outer end portion 40 of the fastener 20. In this par-

ticular embodiment of the invention, the length 72 of the opening exceeded the diameter of the outer end portion 40 of the fastener 20 by amount sufficient to enable the connector member 32 to be moved through a range of distance relative to the fastener 20 which was greater than one-half of the diameter or thickness of the rod 26. Thus, the length 72 of the opening 38 exceeds the sum of the diameter of the outer end portion 40 of the fastener 20 plus one-half of the diameter of the rod 26.

In this specific embodiment of the invention, the oblong opening 38 had a length 72 of 0.375 inches, the outer end portion 40 of the fastener had a diameter of 0.19 inches and the rod 26 had a diameter of 0.25 inches. In this embodiment of the invention, the length 72 of the opening 38 exceeds the sum of the outside diameter of the outer end portion 40 of the fastener 20 (0.19 inches) plus one-half of the diameter of the rod 26 (0.125 inches) by 0.065 inches. It should be understood that the foregoing specific dimensions for the slot 38, outer end portion 40 of the fastener 20, and rod 26 have been set forth herein merely for purposes of clarity of illustration. It is contemplated that the outer end portion 40 of the fastener 20, the oblong opening 38 and/or the rod 26 will be constructed with different dimensions in different embodiments of the invention. Further, the distance from the rectangular block section 68 and the oblong opening 38 may be varied. Also, the width of such an extended portion between the rectangular mounting section 66 and the rectangular block section 68 may be different than either the rectangular mounting section 66 or the rectangular block section 68.

The rectangular block section 68 (Fig. 4) of the connector member 32 projects outwardly from the mounting section 66 and receives the rod 26. Thus, the block section 68 is provided with an opening 36 through which the rod extends. The opening 36 in the mounting section 68 could be provided with a generally circular configuration if desired. However, in the embodiment of the invention illustrated herein, the opening 36 has a generally oval configuration.

The opening 36 includes a relatively large radius outer portion 76 and a relatively small radius inner portion 78. The large radius outer portion 76 has a radius which exceeds the radius of the rod 26. This enables the connector member 32 to be freely moved axially along the rod 26 to enable the connector member 32 to be accurately located relative to the fastener 20. The small radius section 78 of the generally oval opening 36 has a radius which is preferably slightly less than the radius of the rod 26. Therefore, when the clamp screw 46 is tightened to press the rod 26 into the inner portion 78 of the opening 36, in the manner shown in Fig. 3, the rod 26 is firmly and accurately gripped between the clamp screw 46 and the connector member 32.

In one specific embodiment of the invention, a relatively large upper portion 76 has a radius, indicated by the arrow 82 in Fig. 4, of approximately 0.115 inches or a diameter of 0.23 inches. The inner portion 78 of the opening 36 has a radius, indicated by the arrow 84 in

Fig. 4, of approximately 0.099 inches or a diameter of 0.188 inches. In this particular embodiment of the invention, the rod 26 also has a diameter of 0.188 inches.

It should be understood that the foregoing specific dimensions for the portions 76 and 78 of the opening 36, the block section 68, and the rod 26 have been set forth herein only for purposes of clarity of description. It is contemplated that the opening 36 and rod 26 could have different dimensions if desired. In fact, it is contemplated that the opening 36 could be constructed with a substantially different configuration than the configuration illustrated in Fig. 4. In addition, the block section 68 may have a different shape to prevent interference with anatomic structures.

Mounting of Retainer Assembly

The retainer assemblies 12 and 14 can be mounted on a human spinal column 10 in any one of several different ways. Although a description of only two different ways of mounting the retainer assemblies 12 and 14 on the spinal column 10 will be set forth herein, it should be understood that the particular procedure used to mount the retainer assemblies 12 and 14 on a spinal column can be varied to suit the condition of the spinal column, the location of the retainer assemblies along the spinal column, and the extent to which vertebrae 16 are to be moved relative to each other to obtain the desired spatial relationship between the vertebrae. Therefore, the following description of methods of mounting the retainer assemblies 12 and 14 should merely be considered as exemplary of two specific preferred mounting procedures.

When the retainer assemblies 12 and 14 are to be mounted on a spinal column 10 (Figs. 1 and 2), a plurality of fasteners 20 (Fig. 3) are connected to the vertebrae 16. This is accomplished by turning or screwing the coarse thread convolutions 58 on the inner end portions of the fasteners 20 into the vertebrae. Torque is applied to the fasteners 20 at wrenching flats (not shown) at the outer ends of the fasteners. Of course, if desired, torque could be applied to the wrenching flats at the intermediate portions 62 of the fasteners. Once the helical thread convolution 58 on the inner end portion of a fastener 20 has been turned into the bony material of a vertebra 16, in the manner shown in Fig. 3, the fastener 20 is fixedly connected with the vertebra 16 and does not move relative to the vertebra.

After the rods 26 have been bent to the desired configuration in the necessary anatomic planes, a plurality of connector members 32 are placed on each of the rods by inserting the rods through the openings 36 in the block sections 68 of the connector members. At this time, the rods 26 will extend through the relatively large radius outer portions 76 of the openings 36 to enable the connector members 32 to be freely moved axially along the rods 26. Once a number of connector members 32 corresponding to the number of vertebra to which the rods 26 are to be connected have been posi-

tioned on each of the rods, the rods are positioned along the spinal column 10 with the longitudinal central axes of the rods extending generally parallel to the longitudinal central axis of the spinal column. Thus, the rods 26 are generally located in the position shown in Fig. 1 relative to the spinal column 10.

Once the rods 26 have been positioned relative to the spinal column 10, the oblong openings 38 in the connector members 32 are positioned in engagement with the outer end portions 40 of the fasteners 20. As this is done, the clamp nuts 52 are loosely threaded onto the outer end portions of the fasteners 20 to prevent disengagement of the connector members 32 from the outer end portions of the fasteners.

The spatial relationship between each of the rods 26 and the associated fasteners 20 is then adjusted while maintaining each of the fasteners stationary relative to the vertebra 16 which it engages. This adjustment can be accomplished by pulling the rod 26 and connector member 32 toward or away from a fastener 20. It could also be accomplished by pulling a fastener 20 and vertebra 16 toward or away from a rod 26. Of course, the rod 26 and fastener 20 could both be simultaneously moved relative to each other to obtain the desired spatial relationship between the rod and fastener.

Due to the presence of the oblong openings 38, the distance between the rod 26 and fastener 20 can be adjusted through a range which corresponds to the distance by which the length of the opening 38 exceeds the diameter of the outer end portion 40 of the fastener 20. Thus, the rod 26 and a fastener 20 can be moved a relatively large distance apart, as shown in Fig. 5. When this is done, the outer end portion 40 of the fastener 20 will be disposed toward the left (as viewed in Fig. 5) end of the oblong opening 38.

Similarly, the distance between the rod 26 and fastener 20 can be made relatively small as shown in Fig. 6. When this is done, the fastener will be disposed at the right (as viewed in Fig. 6) end portion of the oblong opening 38. Of course, the fastener 20 could be positioned at any location between the left and right ends of the oblong opening 38 to obtain the desired spacing between the fastener and the rod 26.

Once the fastener 20 and rod 26 have been located at a desired spatial relationship relative to each other, the clamp nuts 52 are tightened to hold the rod 26 and fastener 20 in the desired spatial relationship. Thus, if a relatively large distance was desired between the rod 26 and fastener 20, as shown in Fig. 5, the clamp nut 52 would be tightened with the fastener toward the left (as viewed in Fig. 5) end portion of the oblong opening 38. Similarly, if a relatively small distance was desired between the rod 26 and fastener 20, the clamp nut 52 would be tightened with the fastener disposed at the right end portion of the opening 38 as shown in Fig. 6.

Once the clamp nuts 52 have been tightened to securely hold the connector members 32 against movement relative to the fasteners 20, the set screws 46 are

tightened to clamp the connector member 32 against movement relative to the rod 26. Tightening the set screw 46 firmly presses the rod 26 into the relatively small diameter portion 78 (Fig. 4) of the generally oval opening 36 in the manner shown in Figs. 5 and 6. This results in the connector member 32 being firmly clamped against movement relative to the rod 26.

In an alternative mounting method, the rod 26 is rotated to simultaneously move one or more vertebrae relative to other vertebrae. In the alternative mounting method, the fasteners 20 are connected with the vertebra 16, in the manner illustrated in Fig. 3. The connector members 32 are then placed in engagement with the rod 26 and fasteners 20 in the manner previously described.

To move one or more of the vertebrae 16 relative to the other vertebrae in the spinal column, the clamp nuts 52 associated with the vertebrae to be moved are tightened to hold the connector member 32 against movement relative to the fasteners in the vertebrae to be moved. The clamp nuts associated with fasteners in other vertebrae of the spinal column 10 are only very loosely tightened. One of the rods 26 is then gripped with a wrench, pliers, or similar device and rotated about an axis which extends through a portion of the rod.

Due to the curved or nonlinear configuration of the rod 26 or portions of the rod, rotating the rod about an axis which extends through a portion of the rod results in other portions of the rod being displaced with a cam action. The portion of the rod which is displaced with the cam action is associated with one or more connector members 32 which have been secured by tightening of the clamp nuts 52 with fasteners 20 in the vertebrae 16 to be moved. Therefore, rotation of the rod 26 applies a sideways force to these connector members 32 and fasteners 20 to shift one or more of the vertebrae 16 relative to other vertebrae in the spinal column 10.

Once the vertebrae 16 in the spinal column 10 have been moved to their desired spatial relationship, the clamp nuts 52 are tightened to hold the vertebrae in place. It is contemplated that it may be necessary to loosen the clamp nuts 52 for the vertebrae which were shifted by rotation of the rod 26 to provide a fine adjustment to the position of the vertebrae relative to the rod.

Conclusion

The present invention provides a new and improved apparatus and method for use in retaining spinal and/or pelvic elements, such as vertebrae, in a desired spatial relationship. The apparatus includes a fastener 20 having a threaded end portion 22 which engages an element, such as a vertebra in the spinal column 10. A connector assembly 30 interconnects the fastener 20 and a rod 26 which extends along the spinal column 10. The connector assembly 30 is adjustable to enable the distance between the rod 26 and the fastener 20 to be varied while the fastener remains stationary relative to the vertebra 16 to which it is connected.

To accommodate the adjustment between the rod 26 and fasteners 20, an oblong opening 38 is formed in a connector member 32 which interconnects the rod and fastener. Thus, after the connector member 32 has been placed in engagement with both the rod 26 and the fastener 20, the rod and fastener can be moved relative to each other while the connector member is maintained in engagement with both the rod and the fastener. In one specific embodiment of the invention, the oblong opening 38 which accommodates the relative movement between the rod 26 and fastener 20 is engaged by the fastener. Therefore, the connector member 32 and rod 26 can be moved together relative to the fastener 20. If desired, the positions of the vertebrae 16 can be readily adjusted relative to each other by rotating the rod 26 relative to the connector members 32 with the connector members disposed in relatively loose engagement with the rod and fasteners 20 and either none, one or more connector members in relatively tight engagement with a fastener or fasteners.

Claims

1. An apparatus (12, 14) for use internally in a human body in retaining spinal elements (16) in a desired spatial relationship in a spinal column (10), said apparatus (12, 14) comprising:

an elongate member (20) having a longitudinal axis and a first end portion (22) extending along the longitudinal axis for receipt in an opening in a spinal element (16) in a spinal column (10);

a longitudinal member (26) which is positionable along the spinal column (10) laterally from a line containing the longitudinal axis of said elongate member (20);

a connector member (32) for connecting said elongate member (20) and said longitudinal member (26), said connector member (32) having a portion (66) with a first opening (38) therethrough, said first opening (38) having a length (72) greater than its width and the length (72) of said first opening (38) extending transverse to said longitudinal member (26) when said connector member (32) connects said elongate member (20) and said longitudinal member (26);

first fastener means (44) for securing said longitudinal member (26) to said connector member (32); and

second fastener means (50) for securing said elongate member (20) to said connector member (32);

characterized in that

said longitudinal member (26) comprises a longitudinal rod (26) having an essentially smooth outer peripheral surface,

said first fastener means (44) comprises

means for clampingly engaging said outer surface of said longitudinal rod (26) and blocking movement of said longitudinal rod (26) relative to said connector member (32), and

said second fastener means (50) comprises a second threaded end portion (40) fixedly connected to said elongate member (20) and extending along said longitudinal axis, a nut (52) threaded on said second threaded end portion (40), and an abutment (62) on said elongate member against which said nut (62) clamps said connector member (32), said second threaded end portion (40) extending through said first opening (38) through said connector member (32) and being of a diameter less than the length (72) of said first opening (38) enabling adjustment of said longitudinal member (26) toward or away from said elongate member (20).

2. An apparatus (12, 14) as defined in claim 1 wherein said portion (66) of said connector member (32) with said first opening (38) therethrough has surface portions against which said nut (52) applies a clamping force.
3. An apparatus (12, 14) as defined in claim 1 wherein said first fastener means (44) for securing said longitudinal rod (26) to said connector member (32) includes a threaded fastener (46).
4. An apparatus (12, 14) as defined in claim 1 wherein said first fastener means (44) for securing said longitudinal rod (26) to said connector member (32) comprises means defining a second opening (36) in said connector and a threaded fastener (46) which clamps said longitudinal rod (26) and blocks movement of said longitudinal rod (26) in said second opening (36).
5. An apparatus (12, 14) as set forth in claim 4 wherein said longitudinal rod (26) comprises a cylindrical outer periphery, said means defining said second opening (36) including first surface means defining a first part-cylindrical portion (76) of said second opening (36) with a radius (82) larger than the radius of said longitudinal rod (26) and second surface means defining a second part-cylindrical portion (78) of said opening (36) with a radius (84) smaller than the radius of said longitudinal rod (26), said first fastener means (44) for securing said longitudinal rod (26) in said second opening (36) including a set screw (46) engageable with said longitudinal rod (26) to clamp said longitudinal rod (26) against said second surface means.
6. An apparatus (12, 14) as set forth in claim 4 wherein said first opening (38) extends through said connector member (32) in a first direction and

said second opening (36) extends through said connector member (32) in a second direction perpendicular to said first direction.

7. An apparatus (12, 14) as set forth in claim 4 wherein said threaded fastener (46) comprises a set screw (46) having a portion engageable with a tool for rotating said set screw (46), said portion of said set screw (46) engageable with the tool facing in a direction posterior to the spinal column (10) when said connector member (32) interconnects said fastener (20) and said longitudinal rod (26).
8. An apparatus (12, 14) as set forth in claim 1 wherein said connector member (32) is one piece.
9. An apparatus (12, 14) as set forth in claim 8 wherein said connector member (32) is L-shaped with first and second legs (66, 68) extending substantially perpendicular to each other.
10. An apparatus (12, 14) as set forth in claim 9 wherein said first opening (38) extends through said first leg (66) in a first direction and a second opening (36) extends through said second leg (68) in a second direction perpendicular to said first direction.

Patentansprüche

1. Vorrichtung (12, 14) zum Einsatz im Körper eines Menschen, um Wirbelsäulenelemente (16) in einer gewünschten, räumlichen Beziehung in einer Wirbelsäule (10) zu fixieren, wobei diese genannte Vorrichtung (12, 14) umfasst:

ein längliches Organ (20), welches eine Längsachse und einen sich entlang der Längsachse erstreckenden, ersten Endbereich (22) aufweist, um in einer Öffnung in einem Wirbelsäulenelement der Wirbelsäule (10) aufgenommen zu werden;

ein langgestrecktes Organ (26), welches entlang der Wirbelsäule (10), seitlich einer Linie, welche die Längsachse des genannten, langgestreckten Organs (20) umfasst, positionierbar ist,

ein Verbindungselement (32) zum Verbinden des genannten, länglichen Organs (20) und des genannten, langgestreckten Organs (26), wobei das genannte Verbindungselement (32) einen Bereich (66) mit einer ihn durchdringenden, ersten Öffnung 38 aufweist, wobei die genannte, erste Öffnung (38) eine Länge (72) besitzt, die grösser ist als ihre Breite und wobei die Länge (72) der genannten, ersten Öffnung (38) sich quer zu dem genannten, langge-

streckten Organ (26) erstreckt, wenn das genannte Verbindungselement (32) das genannte, längliche Organ (20) und das genannte, langgestreckte Organ (26) verbindet;

erste Befestigungsmittel (44) zum Befestigen des genannten, langgestreckten Organs (26) am genannten Verbindungselement (32); und

zweite Befestigungsmittel (50) zum Befestigen des genannten, länglichen Organs (20) am genannten Verbindungselement (32); dadurch gekennzeichnet, dass

das genannte, langgestreckte Organ (26) einen langgestreckten, mit einer im wesentlichen glatten, peripheren äusseren Oberfläche versehenen Stab (26) umfasst,

dass das genannte, erste Befestigungsmittel (44) Mittel zum Einklemmen der genannten, äusseren Oberfläche des genannten, langgestreckten Stabs (26) umfasst, zum Verhindern einer Bewegung des genannten, langgestreckten Stabs (26) relativ zu genanntem Verbindungselement (32), und

dass die genannten, zweiten Befestigungsmittel (50) einen zweiten, mit einem Gewinde versehenen Endbereich (40), der fest mit dem genannten, länglichen Organ (20) verbunden ist und sich entlang der genannten Längsachse erstreckt, eine Mutter (52), die auf den mit einem Gewinde versehenen Endbereich (40) aufgeschraubt ist, und ein Widerlager (62), das an genanntem, länglichem Organ vorgesehen ist, gegen welches die genannte Mutter (62) das genannte Verbindungselement (32) festklemmt, umfassen, wobei sich der mit einem Gewinde versehene Endbereich (40) durch die genannte Öffnung (38) im genannten Verbindungselement (32) erstreckt und einen Durchmesser aufweist, der kleiner ist als die Länge (72) der genannten ersten Öffnung (38), um ein Verstellen des genannten, langgestreckten Stabs (26) zu dem genannten, länglichen Organ (20) hin oder davon weg zu ermöglichen.

2. Vorrichtung (12, 14) wie definiert in Anspruch 1, in welcher der genannte Bereich (66) des genannten Verbindungselements (32) mit der darin eingelassenen, genannten ersten Öffnung (38) Oberflächenbereiche aufweist, auf welche die genannte Mutter (52) eine Klemmkraft ausübt.

3. Vorrichtung (12, 14) wie definiert in Anspruch 1, in welcher die genannten, ersten Befestigungsmittel

(44) zum Befestigen des genannten, langgestreckten Stabs (26) an genannten Verbindungselement (32) ein mit einem Gewinde versehenes Befestigungselement (46) umfassen.

4. Vorrichtung (12, 14) wie definiert in Anspruch 1, in welcher die genannten, ersten Befestigungsmittel (44) zum Befestigen des genannten, langgestreckten Stabs (26) an genanntem Verbindungselement (32) Mittel, die eine zweite Öffnung (36) in genannten Verbindungselement bestimmen, und ein mit einem Gewinde versehenes Befestigungsmittel (46) aufweisen, das den genannten, langgestreckten Stab (26) einklemmt und eine Bewegung des langgestreckten Stabs (26) in der genannten, zweiten Öffnung (36) verhindert.

5. Vorrichtung (12, 14) wie dargelegt in Anspruch 4, in welcher der genannte, langgestreckte Stab (26) eine zylindrische, äussere Peripherie aufweist, in welcher die genannten Mittel, die die genannte, zweite Öffnung (36) definieren, erste und zweite Oberflächenmitteln umfassen, wobei die ersten Oberflächenmittel einen ersten, teilweise zylindrischen Bereich (76) der genannten, zweiten Öffnung (36) definieren, mit einem Radius (82), der grösser ist als der Radius des genannten, langgestreckten Stabs (26) und wobei die zweiten Oberflächenmittel einen zweiten, teilweise zylindrischen Bereich (78) der genannten Öffnung (36) definieren, mit einem Radius (84), der kleiner ist als der Radius des genannten, langgestreckten Stabs (26), und in welcher die genannten, ersten Befestigungsmittel (44) zum Sichern des genannten, langgestreckten Stabs (26) in der genannten zweiten Öffnung (36) einen Gewindestift (46) umfassen, der mit dem genannten, langgestreckten Stab (26) in Eingriff bringbar ist, um den genannten, langgestreckten Stab (26) gegen die genannten, zweiten Oberflächenmittel zu drücken.

6. Vorrichtung (12, 14) wie dargelegt in Anspruch 4, in welcher sich die genannte, erste Öffnung (38) in einer ersten Richtung durch das genannte Verbindungselement (32) erstreckt, und in welcher sich die genannte, zweite Öffnung (36) in einer zweiten Richtung, senkrecht zur ersten Richtung, durch das genannte Verbindungselement (32) erstreckt.

7. Vorrichtung (12, 14) wie dargelegt in Anspruch 4, in welcher das genannte, mit einem Gewinde versehene Befestigungsmittel (46) einen Gewindestift (46) umfasst, welcher einen Bereich aufweist, an dem ein Werkzeug zum Drehen des Gewindestifts (46) ansetzbar ist, wobei sich der genannte Bereich des genannten Gewindestifts (46) zum Ansetzen des Werkzeugs in Richtung der Rückseite der Wirbelsäule erstreckt, wenn das genannte Verbindungselement (32) das genannte, längliche Organ

(20) und das genannte, langgestreckte Organ (26) verbindet.

8. Vorrichtung (12, 14) wie dargelegt in Anspruch 1, in welcher das genannte Verbindungselement (32) 5 einstückig ist.
9. Vorrichtung (12, 14) wie dargelegt in Anspruch 8, in welcher das genannte Verbindungselement (32) L-förmig ausgebildet ist, mit ersten und zweiten, im wesentlichen senkrecht zueinander verlaufenden Schenkeln (66, 68). 10
10. Vorrichtung (12, 14) wie dargelegt in Anspruch 9, in welcher sich die genannte erste Öffnung (38) in einer ersten Richtung durch den genannten ersten Schenkel erstreckt (66), und in welcher sich eine zweite Öffnung (36) in einer zweiten Richtung, senkrecht zu der genannten ersten Richtung, durch den genannten zweiten Schenkel erstreckt (68). 15 20

Revendications

1. Appareil (12, 14) utilisable de façon interne dans un corps humain pour retenir des éléments vertébraux (16) dans une relation spatiale désirée dans une colonne vertébrale (10), le dit appareil (12, 14) comprenant : 25

un élément allongé (20) ayant un axe longitudinal et une première partie d'extrémité (22) s'étendant le long de l'axe longitudinal, pour réception dans un trou d'un élément vertébral (16) d'une colonne vertébrale (10) ; 30

un élément longitudinal (26) qui est positionnable le long de la colonne vertébrale (10), latéralement par rapport à une ligne contenant l'axe longitudinal du dit élément allongé (20) ; 35

un élément de liaison (32) pour relier le dit élément allongé (20) et le dit élément longitudinal (26), le dit élément de liaison (32) ayant une partie (66) traversée par un premier trou (38), le dit premier trou (38) ayant une longueur (72) plus grande que sa largeur, et la longueur (72) du dit premier trou (38) s'étendant transversalement au dit élément longitudinal (26) lorsque le dit élément de liaison (32) relie le dit élément allongé (20) et le dit élément longitudinal (26) ; 40

un premier dispositif de blocage (44) pour fixer le dit élément longitudinal (26) au dit élément de liaison (32) ; et 45

un deuxième dispositif de blocage (50) pour fixer le dit élément allongé (20) au dit élément de liaison (32) ; et 50

caractérisé en ce que : 55

le dit élément longitudinal (26) comprend une tige longitudinale (26) ayant une surface périphérique extérieure sensiblement lisse ;

le dit premier dispositif de blocage (44) com-

prend des moyens qui viennent en contact de blocage avec la dite surface extérieure de la dite tige longitudinale (26) et qui empêchent le mouvement de la dite tige longitudinale (26) par rapport au dit élément de liaison (32) ; et le dit deuxième dispositif de blocage (50) comprend une deuxième partie d'extrémité fileté (40) solidaire du dit élément allongé (20) et s'étendant le long du dit axe longitudinal, un écrou (52) vissé sur la dite deuxième partie d'extrémité fileté (40), et une butée (62) formée sur le dit élément allongé et contre laquelle le dit écrou (52) bloque le dit élément de liaison (32), la dite deuxième partie d'extrémité fileté (40) s'étendant à travers le dit premier trou (38) du dit élément de liaison (32) et ayant un diamètre inférieur à la longueur (72) du dit premier trou (38), ce qui permet un ajustement du dit élément longitudinal (26) vers le dit élément allongé (20) ou à l'opposé de celui-ci.

2. Appareil (12, 14) suivant la revendication 1, dans lequel la dite partie (66) du dit élément de liaison (32) traversée par le dit premier trou (38) présente des parties de surfaces contre lesquelles le dit écrou (52) applique une force de blocage.
3. Appareil (12, 14) suivant la revendication 1, dans lequel le dit premier dispositif de blocage (44), pour fixer la dite tige longitudinale (26) au dit élément de liaison (32), comprend une vis de pression (46).
4. Appareil (12, 14) suivant la revendication 1, dans lequel le dit premier dispositif de blocage (44), pour fixer la dite tige longitudinale (26) au dit élément de liaison (32), comprend des moyens définissant un deuxième trou (36) dans le dit élément de liaison et une fixation à vis (46) qui bloque la dite tige longitudinale (26) et empêche le mouvement de la dite tige longitudinale (26) dans le dit deuxième trou (36).
5. Appareil (12, 14) suivant la revendication 4, dans lequel la dite tige longitudinale (26) présente une périphérie extérieure cylindrique, les dits moyens définissant le dit deuxième trou (36) incluant une première surface qui définit une première partie de forme cylindrique partielle (76) du dit deuxième trou (36) avec un rayon (82) plus grand que le rayon de la dite tige longitudinale (26), et une deuxième surface qui définit une deuxième partie de forme cylindrique partielle (78) du dit trou (36) avec un rayon (84) plus petit que le rayon de la dite tige longitudinale (26), le dit premier dispositif de blocage (44) pour fixer la dite tige longitudinale (26) dans le dit deuxième trou (36) incluant une vis de pression (46) qui peut venir en prise avec la dite tige longitudinale (26) pour bloquer la dite tige longitudinale (26) contre la dite deuxième surface.

6. Appareil (12, 14) suivant la revendication 4, dans lequel le dit premier trou (38) traverse le dit élément de liaison (32) dans une première direction et le dit deuxième trou (36) traverse le dit élément de liaison (32) dans une deuxième direction perpendiculaire à la dite première direction. 5
7. Appareil (12, 14) suivant la revendication 4, dans lequel la dite fixation à vis (46) comprend une vis de pression (46) dont une partie peut être saisie par un outil pour rotation de la dite vis de pression (46), la dite partie de la dite vis de pression (46) pouvant être saisie par l'outil étant tournée dans une direction postérieure par rapport à la colonne vertébrale (10) lorsque le dit élément de liaison (32) interconnecte la dite attache (20) et la dite tige longitudinale (26). 10 15
8. Appareil (12, 14) suivant la revendication 1, dans lequel le dit élément de liaison (32) est monobloc. 20
9. Appareil (12, 14) suivant la revendication 8, dans lequel le dit élément de liaison (32) est en forme de L, avec une première et une deuxième branches (66, 68) qui sont sensiblement perpendiculaires l'une à l'autre. 25
10. Appareil (12, 14) suivant la revendication 9, dans lequel le dit premier trou (38) traverse la dite première branche (66) dans une première direction, et un deuxième trou (36) traverse la dite deuxième branche (68) dans une deuxième direction qui est perpendiculaire à la dite première direction. 30

35

40

45

50

55

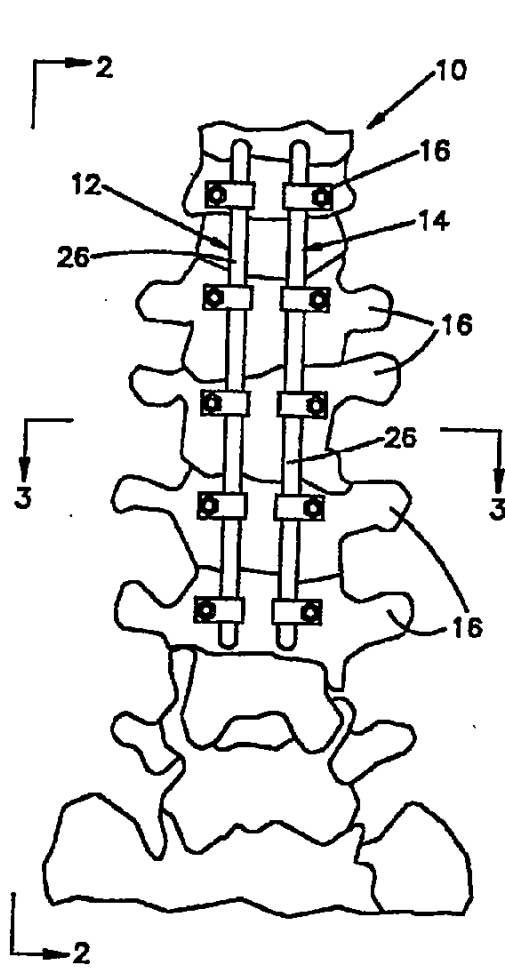


Fig.1

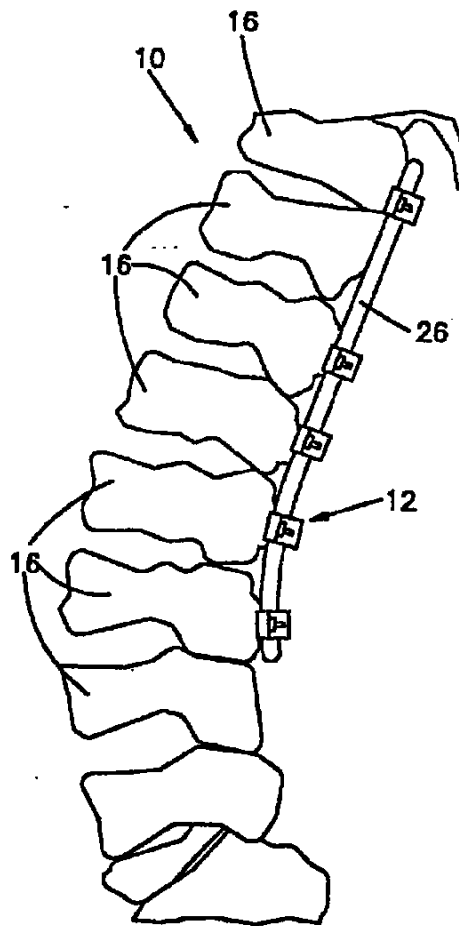


Fig.2

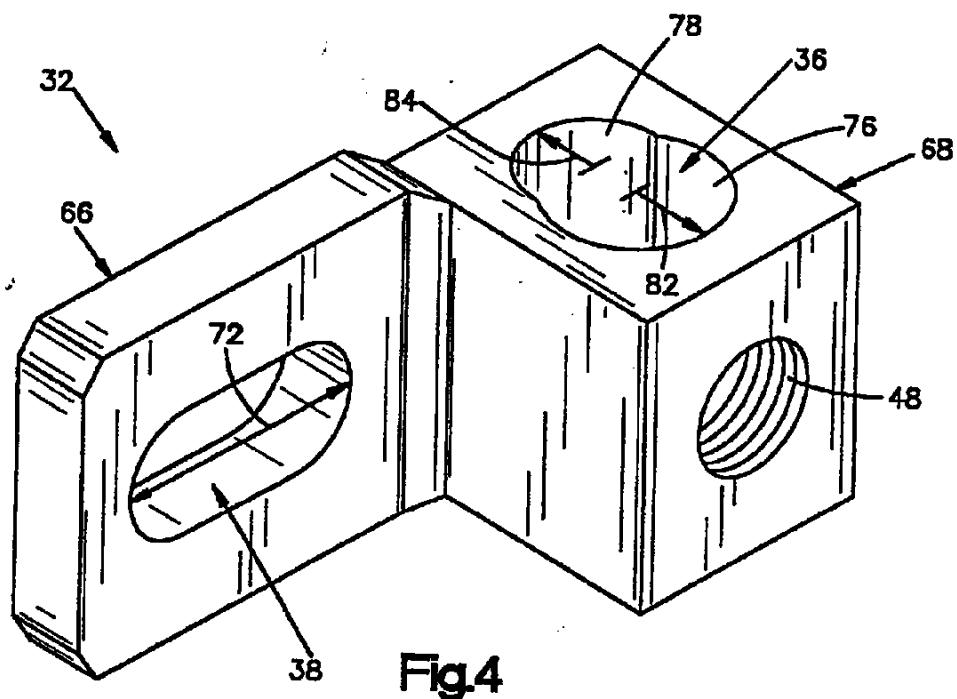
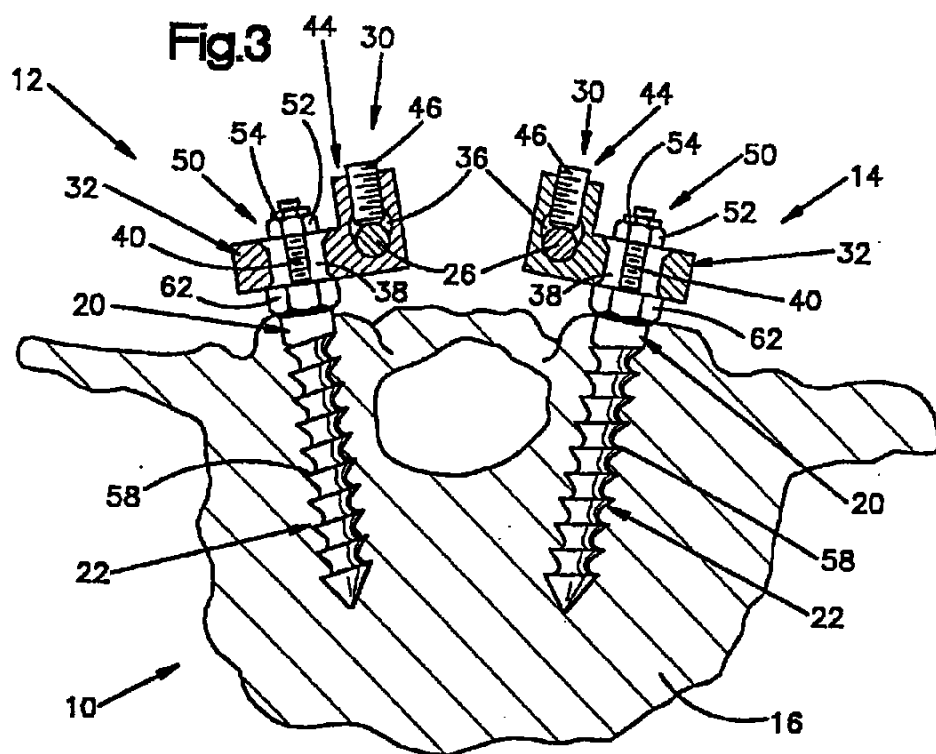


Fig.5

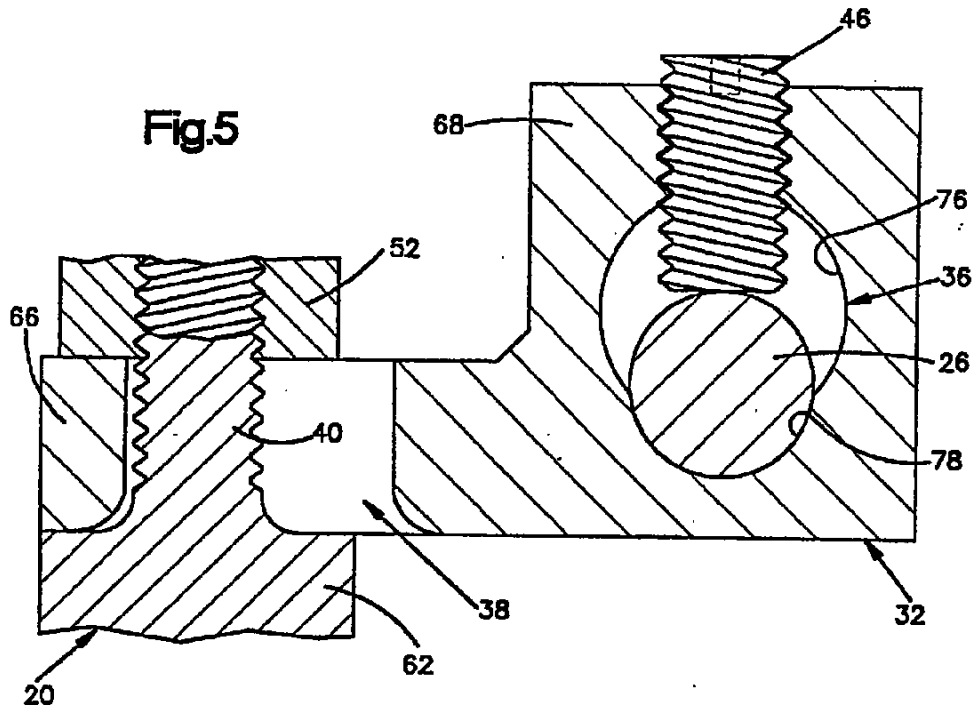
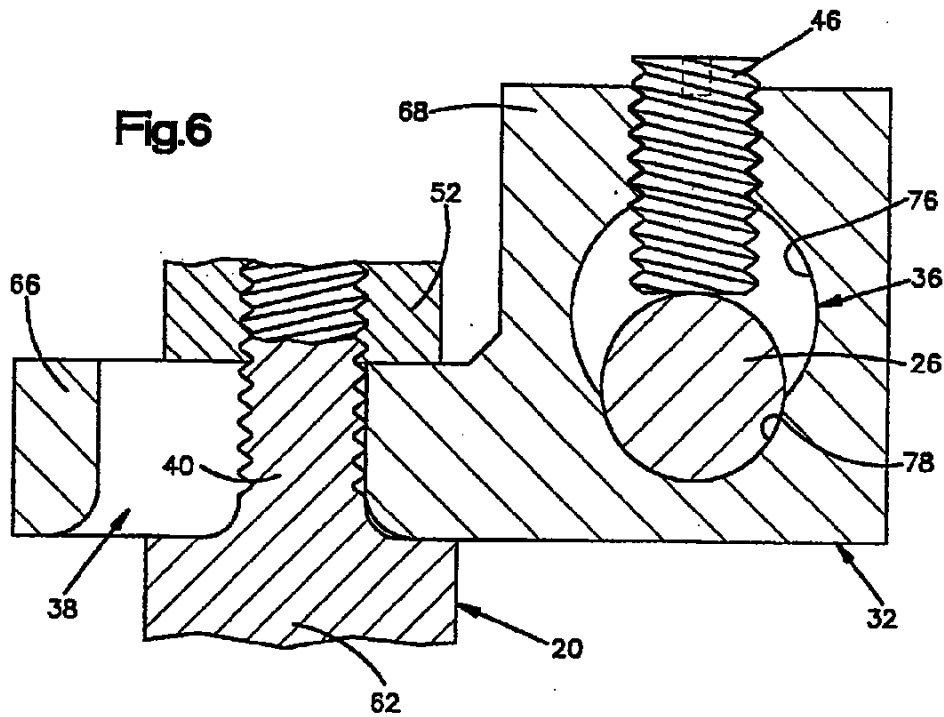


Fig.6





Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



Publication number: **0 535 623 A1**

EUROPEAN PATENT APPLICATION

Application number: **92116712.8**

Int. Cl.⁵: **A61B 17/56, F16B 7/04**

Date of filing: **30.09.92**

Priority: **04.10.91 US 771723**

Date of publication of application:
07.04.93 Bulletin 93/14

Designated Contracting States:
**AT BE CH DE DK ES FR GB GR IE IT LI LU MC
NL PT SE**

Applicant: **ACROMED CORPORATION**
3303 Carnegie Avenue
Cleveland Ohio 44115(US)

Inventor: **Stahurski, Terrence M.**
1519 Prospect Avenue
Rocky River, Ohio 44116(US)
Inventor: **Heinig, Charles F.**
P.O. Box 91
Ware Neck, Virginia 23178(US)
Inventor: **Carson, William L.**

2111 Fairmont Road
Columbia, Missouri 65203(US)
Inventor: **Janson, Frank S.**
1519 Prospect Avenue
Rocky River, Ohio 44116(US)
Inventor: **Strippgen, Walter E.**
4690 McIntyre
Golden, Colorado 80403(US)
Inventor: **Gaines, Robert W., Jr.**
3101 Woodkirk Avenue
Columbia, Missouri 65203(US)
Inventor: **Asher, Marc A.**
4017 D.W. 48th Street
Prairie Village, Kansas 66207(US)

Representative: **Rottmann, Maximilian R.**
c/o Rottmann, Zimmermann + Partner AG
Glattalstrasse 37
CH-8052 Zürich (CH)

Top-entry rod retainer.

An apparatus for use in retaining a longitudinally extending member in position relative to a spinal column includes a top-entry hook assembly (20) having a hook portion (22,28) which is engageable with a spinal column. A body (26) extending upwardly from the hook portion and has an open ended recess (32) which extends through the body and is open along one side to enable a rod or longitudinal member to be moved into the recess through the open side. An end cap (24) is engageable with the body to close the upper side opening. A clamp member or set screw (60) is disposed at the center of the end cap to clamp the rod in the recess in the body. The end cap and body are interconnectable by different types of connectors including a bayonet connector, a linear cam connector, or a threaded connector.

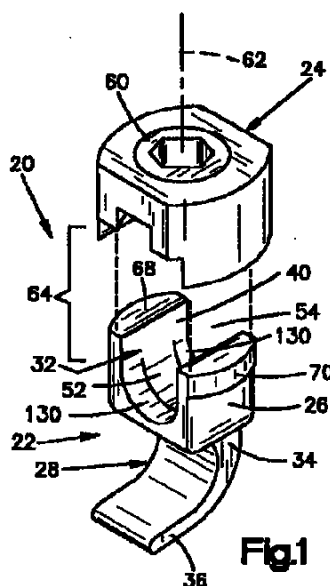


Fig.1

EP 0 535 623 A1

Background of the Invention

The present invention relates to an implant which engages a spinal column to hold a longitudinal member or rod in position relative to the spinal column.

Spinal implants have been used in treatment of patients with deformed and/or mechanically insufficient spinal columns. Longitudinal members or rods have been contoured to a desired configuration and connected with a spinal column. Among the various devices used to connect a rod with a spinal column have been hooks having through openings which receive the rod. While the hook is loose on the rod, a blade or free end of the hook is moved into engagement with the spinal column. Once the hook has been positioned relative to the spinal column, a set screw or clamp member is tightened to securely interconnect the hook and the rod.

In the past, difficulties have been encountered in positioning the hook and rod relative to the spinal column. If the hook is placed on the rod before being connected with the spinal column, the rod tends to interfere with placement of the hook relative to the spinal column. If the hook is connected with the spinal column before being positioned on the rod, difficulty may be encountered in moving the rod through an opening in the hook without disturbing the placement of the hook relative to the spinal column.

The concept of providing a top-entry opening in a hook to receive a rod without sliding the hook along the rod is disclosed in U.S. Patent No. 4,269,178 issued May 26, 1981 and entitled "Hook Assembly For Engaging A Spinal Column". This patent teaches that the hook is to be held in place by the use of a sleeve and a locking nut. The locking nut engages external threads on the rod and must be threaded along the rod to a position where the hook is to be located. In addition, the sleeve must be positioned on the rod adjacent to the locking nut.

Summary of the Invention

The present invention provides an apparatus for use in retaining a longitudinally extending member in position relative to a spinal column. The apparatus includes a top-entry hook assembly which can be positioned relative to a longitudinal member or rod without moving the hook assembly along the rod and/or moving another article, such as a locknut or sleeve, along the rod. The hook assembly includes a body having an open ended recess which extends through the body and is open at both ends and along one side to enable the rod to be moved into the recess. A hook

extends from a side of the body opposite from the side opening through which the rod is inserted into the recess. The hook is engageable with a spinal column. Once the hook has engaged the spinal column and the rod has been inserted into the recess, an end cap is connected with the body to block the side opening through which the rod was moved into the recess. A clamp member is disposed in the center of the end cap to clamp the rod against the bottom of the recess in the body.

One embodiment of the end cap includes a bayonet connector which is readily engaged under adverse conditions which may be encountered during an implant procedure. The bayonet connector includes flanges disposed on an upper end of the body and mating flanges disposed on the end cap. When the end cap and body are to be interconnected, the end cap is telescoped over the flanges on the body and then rotated to engage the flanges on the body with the flanges on the end cap.

Another connector for interconnecting the end cap and body includes linear flanges on the body which engage linear flanges on the end cap. The linear flanges on either the body or end cap have cam surfaces which interact with other flange surfaces to hold the end cap in place. In another embodiment of the top-entry hook assembly, the body is provided with an external thread convolution which is engaged by an internal thread convolution on the end cap.

In another embodiment of the top-entry hook assembly the end cap is internal to the recess. Linear flanges on the end cap engage linear flanges on the body. A lock nut and set screw hold the end cap in position relative to the body.

In another embodiment of the top-entry hook assembly the end cap is provided with an alternative bayonet connector. Flanges disposed on an upper end of the body mate with flanges disposed on the end cap. The flanges on the end cap extend into a groove formed in the body just below the flanges on the body. When the end cap and the body are to be interconnected, the end cap is telescoped over the flanges on the body and rotated to engage the flanges on the body with the flanges on the end cap.

Brief Description of the Drawings

The foregoing and other features of the invention will become more apparent upon a consideration of the following description taken in connection with the accompanying drawings, wherein:

Fig. 1 is an exploded illustration of a top-entry hook assembly constructed in accordance with the present invention;

Fig. 2 is a pictorial illustration depicting the manner in which a hook portion of the top-entry

hook assembly of Fig. 1 is positioned relative to a spinal column, an end cap of the hook assembly having been removed;

Fig. 3 is an illustration, generally similar to Fig. 2, depicting the manner in which a longitudinal member or rod is placed in a recess in the hook portion after the hook portion has been positioned relative to the spinal column;

Fig. 4 is an illustration, generally similar to Fig. 3, of the top entry hook assembly with the end cap in place;

Fig. 5 is a front elevational view of the hook portion of the top-entry hook assembly of Fig. 1 and illustrating the relationship between a pair of connector flanges and an open ended recess in a body portion of the hook assembly;

Fig. 6 is a side elevational view, taken generally along the line 6-6 of Fig. 5, further illustrating the construction of the hook portion;

Fig. 7 is a top plan view, taken generally along the line 7-7 of Fig. 5, illustrating the configuration of a side opening through which a longitudinal member or rod is inserted into a recess in the body portion of the top-entry hook assembly;

Fig. 8 is a pictorial illustration of an end cap of the top entry hook assembly of Fig. 1, the lower side of the end cap facing upwardly to expose a pair of connector flanges;

Fig. 9 is a bottom plan view, taken generally along the line 9-9 of Fig. 8, illustrating the relationship of a clamp member or set screw to the flanges on the end cap;

Fig. 10 is a sectional view, taken generally along the line 10-10 of Fig. 9, further illustrating the construction of the end cap;

Fig. 11 is a front elevational view, generally similar to Fig. 5, of a hook portion of a second embodiment of the top-entry hook assembly;

Fig. 12 is a side elevational view, taken generally along the line 12-12 of Fig. 11, further illustrating the construction of a hook portion of the top-entry assembly;

Fig. 13 is a front elevational view of an end cap which is connected with the hook portion of Fig. 11 to close an opening in the upper side of a recess in the top-entry hook assembly;

Fig. 14 is a side elevational view, taken generally along the line 14-14 of Fig. 13, further illustrating the construction of the end cap;

Fig. 15 is a front elevational view, generally similar to Fig. 5, of an externally threaded hook portion of a third embodiment of the top-entry hook assembly;

Fig. 16 is a side elevational view, taken generally along the line 16-16 of Fig. 15 further illustrating the construction of the hook portion of the top-entry hook assembly; and

Fig. 17 is a sectional view of an internally threaded end cap used with the hook portion of Figs. 15 and 16;

Fig. 18 is an exploded illustration, generally similar to Fig. 1, of a hook assembly of a fourth embodiment;

Fig. 19 is a top plan view of the hook portion of Fig. 18 illustrating the configuration of a side opening of the top-entry hook assembly;

Fig. 20 is a front elevational view, generally similar to Fig. 5, of a hook portion of a fifth embodiment of the top-entry assembly;

Fig. 21 is an exploded view of an end cap which is connected with the hook portion of Fig. 20;

Fig. 22 is a front elevational view showing the end cap of Fig. 21 connected with the hook portion of Fig. 20;

Fig. 23 is a front elevational view, generally similar to Fig. 5, of a hook portion of a sixth embodiment of the top-entry hook assembly;

Fig. 24 is a side elevational view, taken generally along the line 24-24 of Fig. 23, further illustrating the construction of a hook portion of the top-entry hook assembly;

Fig. 25 is a pictorial illustration, generally similar to Fig. 8, of an end cap which is connected with the hook portion of Fig. 23, the lower side of the end cap facing upwardly to expose a pair of connector flanges; and

Fig. 26 is a bottom plan view taken generally along the line 26-26 of Fig. 25.

Description of Specific Preferred Embodiments of the Invention

General Description

A top-entry hook assembly 20 constructed in accordance with the present invention is illustrated in Fig. 1. The top-entry hook assembly 20 includes a one-piece, metal, hook portion 22 and a metal end cap 24. The hook portion 22 includes a generally rectangular body 26 and a downwardly extending hook 28.

The body 26 of the hook portion 22 has an open ended recess 32 which extends through the body and is open at opposite ends of the body to receive a rod or longitudinal member. The hook 28 includes a shank portion 34 and free end or blade portion 36 which are engageable with an element of a spinal column to interconnect the spinal column and a rod extending through the open ended recess 32.

The recess 32 has a first larger radius R1 (Fig. 5) and a second smaller radius R2. The radius R2 forms a pair of axially spaced arcuate surfaces 130 (Fig. 7). The pair of axially spaced arcuate surfaces 130 engage portions of the rod at axially spaced

locations. Reference is hereby made to U.S. Patent No. 5,024,213 to Asher et al. and assigned to the same assignee as the present invention. U.S. Patent No. 5,024,213 describes the arcuate surfaces and their function in greater detail.

In accordance with one of the features of the present invention, the end cap 24 (Fig. 1) is removable from the hook portion 22. When the end cap 24 is removed from the hook portion 22, a rectangular upper side opening 40 to the recess 32 is exposed. A rod or other longitudinal member can be readily inserted through the upper side opening 40 into the recess 32.

The hook portion 22 may be mounted on a spinal column 44 by interlaminar placement of the hook 28 as shown in Fig. 2. However, the hook 28 could also have supralaminar, infratransverse or supratransverse placement relative to the spinal column 44 if desired.

Once the hook portion 22 of the hook assembly 20 has been connected with the spinal column 44 as shown in Fig. 2, a rod or longitudinal member 48 may be placed in the recess 32 (Fig. 3). The cylindrical rod 48 is placed in the recess 32 by moving the rod downwardly through the open upper side 40 of the recess. When the rod 48 has been positioned in the recess 32, the rod extends through generally U-shaped end openings 52 and 54 (Figs. 1 and 3) disposed at opposite sides of the body 26. When the rod 48 is placed in the recess 32, a longitudinal central axis 58 of the rod extends generally parallel to the free end or blade portion 36 of the hook 28. The rod 48 is shown in Figs. 3 and 4 as straight but would normally be curved to a desired configuration. If desired, devices other than the hook 28 may be used to connect the body 26 with the spinal column 44.

Once the rod 48 has been placed in the open ended recess 32, the end cap 24 is connected with the hook portion 22 (Fig. 4). The end cap 24 blocks the upper side opening 40 of the recess 22 while enabling the rod 48 to extend through the end openings 52 and 54 (Fig. 3) of the recess 32. Once the end cap 24 has been connected with the hook portion 22 of the hook assembly 20, a clamp member or set screw 60 (Figs. 1 and 4) is tightened to interconnect the rod 48 and hook assembly. The recess 32 has a vertical dimension as viewed in Fig. 5 such that the rod 48 can be moved vertically in the recess prior to the set screw 60 being tightened.

The clamp member or set screw 60 is located at the center of the end cap 24. The set screw 60 has a vertical (as viewed in Fig. 1) central axis 62 which intersects the horizontal (as viewed in Fig. 4) longitudinal central axis 58 of the rod 48. The set screw 60 presses the rod 48 against the arcuate surfaces 130 to clamp the rod against movement

relative to the hook assembly 20. In addition to pressing the rod 48 against the arcuate surfaces 130, the set screw 60 applies an upwardly directed force against the end cap 24 to retain the end cap against disengagement from the hook portion 22.

Since the end cap 24 is disengageable from the hook portion 22 of the hook assembly 20, the rod 48 can be readily inserted into the recess 32 through the upper side opening 40. This enables the rod 48 and hook assembly 20 to be positioned relative to each other without sliding the hook assembly along the rod or moving the rod axially through the hook assembly. By mounting the clamp member or set screw 60 in the end cap 24, it is not necessary to provide a clamp member which is separate from the hook assembly 20 and which must be positioned along the rod 48.

Hook Assembly - Bayonet Connector

In the embodiment of the hook assembly 20 illustrated in Figs. 1 through 10, a bayonet connector 64 (Fig. 1) is used to interconnect the end cap 24 and hook portion 22 of the hook assembly 20. The bayonet connector 64 has components which are readily positioned relative to each other by a surgeon during an operation. The bayonet connector 64 is held in an engaged condition by force transmitted between the set screw 60 and the rod 48 when the top-entry hook assembly 20 is positioned relative to the spinal column 44 and connected with the rod.

The bayonet connector 64 includes a pair of flanges 68 and 70 (Figs. 1, 5, 6 and 7) disposed at the upper end of the body 26. When the end cap 24 is connected with the hook portion 22, the flanges 68 and 70 are enclosed by the end cap and engage flanges 74 and 76 (Figs. 8-10) formed on the end cap 24. When the end cap 24 is connected with the hook portion 22, flat bottom surfaces 80 and 82 on the hook portion flanges 68 and 70 engage flat inwardly facing surfaces on the flanges 74 and 76 on the end cap 24.

Thus, when the end cap 24 is connected with the hook portion 22, the flat lower side surface 80 on the hook flange 68 (Fig. 5) abuttingly engages a flat inner side surface 86 (Figs. 8 and 10) on the end cap flange 74. Similarly, the flat lower side surface 82 on the hook flange 70 abuttingly engages a flat inner side surface (not shown) on the end cap flange 76. Abutting engagement between the flanges 68 and 70 on the hook portion 22 and the flanges 74 and 76 on the end cap 24 hold the end cap on the hook portion 22. The end cap 24 extends across the open upper side 40 (Fig. 5) of the recess 32 to close the recess.

After the rod 48 has been inserted through the open upper side 40 of the recess 32, the end cap

24 is connected with the hook portion 22. This is accomplished by positioning the end cap 24 in axial alignment with the hook portion 22 with the flanges 74 and 76 facing downwardly toward the flanges 68 and 70 on the hook portion 22. A transverse opening 90 (Figs. 8 and 9) between the flanges 74 and 76 on the end cap 24 is aligned with the flanges 68 and 70 (Fig. 7) on the upper end of the hook portion 22. At this time, the flanges 68 and 70 on the hook portion 22 are offset by 90° from the flanges 74 and 76 on the end cap 24.

The end cap 24 is then moved downwardly so that the flanges 68 and 70 on the hook portion 22 are received in the opening 90. Flat upper side surfaces 94 and 96 (Figs. 5 and 7) on the hook portion flanges 68 and 70 are disposed in abutting engagement with a flat circular inner side surface 98 (Fig. 9) disposed on the end cap 24. A plurality of retainer or positioning walls 102, 104, 106 and 108 (Figs. 8-10) engage the flanges 68 and 70 on the hook portion 22 to hold the end cap 24 in axial alignment with the hook portion 22.

The end cap 24 is then rotated through 90° relative to the hook portion 22. After the end cap has been rotated through 90°, a stop surface 114 (Fig. 9) formed in the end cap 24 abuttingly engages one of the flanges 68 and 70 on the hook portion 22. The stop surface 114 blocks further rotation of the end cap 24 relative to the hook portion 22.

When the end cap 24 has been rotated through 90° relative to the hook portion 22, one of the hook portion flanges 68 and 70 engage the stop surface 114. The flat upper side surfaces 94 and 96 (Fig. 5) on the hook portion flanges 68 and 70 are disposed in abutting engagement with the flat annular end surface 98 on a base portion 122 (Fig. 10) of the end cap 24. The flat under or lower (as viewed in Figs. 5 and 6) side surface 82 of the hook flange 70 will be disposed in abutting engagement with the flat inner side surface 86 (Figs. 8 and 10) on the end cap 24. Similarly, the flat lower side surface 80 (Fig. 5) on the hook flange 68 will be disposed in abutting engagement with an inner side surface of the end cap flange 76 (Figs. 8 and 9).

Abutting engagement between the hook portion flanges 68 and 70 and end cap flanges 74 and 76 block axial movement of the end cap 24 relative to the hook portion 22. The inner side surfaces on the end cap flanges 74 and 76 extend parallel to the annular end surface 98 of the base 122. For example, the inner side surface 86 (Fig. 10) on the flange 74 is parallel to the end surface 98 of the base 122. A corresponding surface on the end cap flange 76 (Fig. 9) is also parallel to the base surface 98 on the end cap.

Similarly, the upper and lower side surfaces on the hook portion flanges 68 and 70 extend parallel

to each other (Fig. 5). Thus, the lower surfaces 80 and 82 extend parallel to the upper surfaces 94 and 96 of the flanges 68 and 70. Therefore, the flanges 68 and 70 on the hook portion 22 and the flanges 74 and 76 (Figs. 8 and 9) on the end cap 24 cooperate with each other in such a manner as to permit rotational movement of the end cap relative to the hook portion.

The clamp member or set screw 60 is received in a threaded opening 124 (Fig. 10) formed in the center of the base 122 of the end cap 24. The set screw or clamp member 24 has a central axis 62 which extends perpendicular to and intersects the central axis 58 (Fig. 4) of the rod 48 when the rod 48 is disposed in the open ended recess 32 (Fig. 3) and the end cap 20 is connected with the hook portion 22.

When the set screw 60 is tightened or turned in the threaded opening 124, a leading end surface 126 (Fig. 10) on the set screw moves into abutting engagement with the rod 48 to press the rod against the arcuate bottom portion (Fig. 5) of the open ended recess 32. The force applied against the rod 48 by the set screw 60 presses the flanges 74 and 76 (Fig. 9) on the end cap 24 firmly against the flanges 68 and 70 (Fig. 5) on the hook portion 22 to hold the end cap against rotation relative to the hook portion.

If the rod 48 has a relatively small cross section the recess 32 (Figs. 18 and 19) of the hook portion 22 includes vertical slots 140 in the sides of the upper side opening 40. The set screw 60 extends into the vertical slots 140 when the end cap 24 is connected with the hook portion 22.

Hook Assembly - Linear Cam Connector

In the embodiment of the invention illustrated in Figs. 1-10, the end cap 24 is connected with the hook portion 22 by a bayonet connector 64. In the embodiment of the invention illustrated in Figs. 11-14, the end cap and hook portion are interconnected by linear flange surfaces. Since the embodiment of the invention illustrated in Figs. 11-14 is generally similar to the embodiment of the invention illustrated in Figs. 1-10, similar numerals will be utilized to designate similar components, the suffix letter "a" being associated with the numerals of Figs. 11-14 to avoid confusion.

The hook portion 22a of this embodiment of the top-entry hook assembly has a pair of rectangular flanges 68a and 70a (Figs. 11 and 12). The flanges 68a and 70a extend parallel to each other and have a generally uniform cross section throughout their length. The flanges 68a and 70a are disposed at the upper end of a generally rectangular body 26a. A hook 28a is integrally formed with and extends downwardly from the body 26a

and has a shank portion 34a and a free end or blade portion 36a.

An open ended recess 32a is formed in the body 26a of the hook portion 22a. The open ended recess 32a has an open upper side 40a, a generally U-shaped end opening 52a and a second end opening corresponding to the end opening 54 (Fig. 1) of the hook portion 22.

The end cap 24a (Figs. 13 and 14) has a pair of linear flanges 74a and 76a which extend downwardly from a base portion 122a of the end cap. The base portion 122a has a flat rectangular lower side surface 98a. The side surface 98a of the base 122a engages rectangular upper side surfaces 94a and 96a (Fig. 11) on the hook portion flanges 68a and 70a.

The lower side surface 98a of the end cap base 122a is skewed downwardly slightly. Therefore, the distance between the lower side surface 98a and rectangular upper side surfaces of the end cap flanges 74a and 76a decreases along the length of the linear flanges. When the end cap 24a is moved along a linear path onto the hook portion 22a, the upper side surface 98a forms a cam which presses against the upper side surfaces 94a and 96a (Fig. 11) of the hook portion flanges 68a and 70a to grip the hook portion flanges with the flanges 74a and 76a on the end cap 24a. This camming feature is optional and could be eliminated.

Once the end cap 24a has been positioned on the hook portion 22a, a clamp member or set screw 60a is rotated to apply force against the rod disposed in the open ended recess 32a to press the rod against the bottom of the recess. In addition, the force applied against the rod by the set screw 60a results in the end cap flanges 74a and 76a being pulled upwardly against the hook portion flanges 68a and 70a to hold the end cap against movement relative to the hook portion 22a. The set screw 60a is disposed at the center of the end cap 24a.

Hook Assembly - Threaded Connector

In the embodiments of the invention illustrated in Figs. 1-10 and 11-14 flanges on the end caps cooperate with flanges on the hook portions to interconnect the end caps and hook portions. In the embodiment of the invention illustrated in Figs. 16-17, a threaded connection is provided between the end cap and hook portion. Since the embodiment of the invention illustrated in Figs. 15-17 is generally similar to the embodiment of the invention illustrated in Figs. 1-10, similar numerals will be utilized to designate similar components, the suffix letter "b" being added to the numerals of Figs. 15-17 to avoid confusion.

The top entry hook assembly of Figs. 15-17 includes a hook portion 22b (Figs. 15 and 16) having a generally rectangular body 26b with a hook 28b extending downwardly from the body. The hook 28b has a shank 34b with a free end or blade portion 36b.

The body 26b of the hook portion 22b includes an open ended recess 32b (Fig. 15). The open ended recess 32b has an open upper side 40b. In addition, the recess has an open end 52b and an open end opposite from the end 52b and corresponding to the open end 54 of the recess 32 in the hook portion 22 of Fig. 1. A rod 48 can be inserted through the open upper side 40b of the recess 32b.

In accordance with a feature of this embodiment of the invention, an external thread convolution 132 is formed on the upper end of the body 26b. The end cap 24b (Fig. 17) has an internal thread convolution 134 which is engageable with the external thread convolution 132 to interconnect the end cap and the hook portion 22b.

Although the engagement of the internal threads on the end cap 24b with the external threads 132 on the body 26b will interconnect the end cap and body, there will be a clearance between the rod 48 and the end cap. Therefore, a clamp member or set screw 60b is provided in the center of the end cap 24b to clamp the rod securely in position relative to the hook 22b. When the set screw 60b is rotated to move into engagement with the rod, force is transmitted through the set screw to the end cap 24b. This force is transmitted to the threads 132 and 134 to hold them against relative rotation and to securely clamp the rod in place in the recess 32b.

Hook Assembly - Internal Cap Connector

In the embodiment of the invention illustrated in Figs. 1-10, the end cap 24 is external to the recess 32 in the hook portion 22. In the embodiment of the invention illustrated in Figs. 20-22, the end cap is internally connected to the hook portion. Since the embodiment of the invention illustrated in Figs. 20-22 is generally similar to the embodiment of the invention illustrated in Figs. 1-10, similar numerals will be utilized to designate similar components, the suffix letter "c" being associated with the numerals of Figs. 20-22 to avoid confusion.

The hook portion 22c of this embodiment of the top-entry hook assembly has a pair of flanges 68c and 70c (Figs. 20 and 22). The flanges 68c and 70c extend parallel to each other. The flanges 68c and 70c are disposed at the upper end of a generally rectangular body 26c. A hook 28c is integrally formed with and extends downwardly from the body 26c and has a shank portion 34c

and a free end or blade portion 36c.

An open ended recess 32c is formed in the body 26c of the hook portion 22c. The open ended recess 32c has an open upper side 40c, an end opening 52c and a second end opening corresponding to the end opening 54 (Fig. 1) of the hook portion 22.

The end cap 24c (Fig. 21) has a pair of linear flanges 74c and 76c which extend outwardly from a base portion 122c of the end cap. When the end cap 24c is moved along a linear path onto the hook portion 22c, upper side surface 98c of flanges 74c and 76c engage lower side surfaces 80c and 82c of flanges 68c and 70c (Fig. 22).

Once the end cap 24c has been positioned on the hook portion 22c, a clamp member or set screw 60c is rotated to apply force against the rod disposed in the open ended recess 32c to press the rod against the bottom of the recess. In addition, the force applied against the rod by the set screw 60c results in the end cap flanges 74c and 76c being pulled upwardly against the hook portion flanges 68c and 70c to hold the end cap against movement relative to the hook portion 22c. The set screw 60c is disposed at the center of the end cap 24c. A lock nut 144 threadably engages the set screw 60c to clamp the flanges 68c and 70c of the body portion 26c between the lock nut and the flanges 74c and 76c of the end cap 24c to further hold the end cap against movement relative to the hook portion 22c.

As shown in Figs. 21 and 22 the lower surface of the base portion 122c is concave to fit the rod. This concave surface also enables the cap to easily slide along the rod to easily engage into the hook.

Hook Assembly - Alternate Bayonet Connector

In the embodiment of the invention illustrated in Figs. 1-10, the end cap 24 includes retainer walls 102, 104, 106 and 108. In the embodiment of the invention illustrated in Figs. 23-26, the end cap does not include retainer walls. Since the embodiment of the invention illustrated in Figs. 23-26 is generally similar to the embodiment of the invention illustrated in Figs. 1-10, similar numerals will be utilized to designate similar components, the suffix letter "d" being associated with the numerals of Figs. 23-26 to avoid confusion.

The body 26d (Figs. 23-24) of the hook portion 22d has an open ended recess 32d which extends through the body and is open at opposite ends of the body to receive a rod or longitudinal member. The hook 28d includes a shank portion 34d and free end or blade portion 36d which are engageable with an element of a spinal column to interconnect the spinal column and a rod extending through

the open ended recess 32d.

In accordance with one of the features of the present invention, the end cap 24d (Figs. 25-26) is removable from the hook portion 22d. When the end cap 24d is removed from the hook portion 22d, a rectangular upper side opening 40d (Fig. 23) to the recess 32d is exposed. A rod or other longitudinal member can be readily inserted through the upper side opening 40d into the recess 32d. When the rod has been positioned in the recess 32d, the rod extends through a generally U-shaped end openings 52d and a second end opening corresponding to the end opening 54 (Fig. 1) of the hook portion 22.

Once the rod has been placed in the open ended recess 32d, the end cap 24d is connected with the hook portion 22d. The end cap 24d blocks the upper side opening 40d of the recess 32d while enabling the rod to extend through the end openings of the recess 32d. Once the end cap 24d has been connected with the hook portion 22d, a clamp member or set screw 60d (Figs. 25 and 26) is tightened to interconnect the rod and hook assembly.

The clamp member or set screw 60d is located at the center of the end cap 24d. The set screw 60d presses the rod against the bottom of the recess 32d to clamp the rod against movement relative to the hook assembly 20d. In addition to pressing the rod against the bottom of the recess 32d, the set screw 60d applies an upwardly directed force against the end cap 24d to retain the end cap against disengagement from the hook portion 22d.

The body 26d (Figs. 23 and 24) of the hook portion 22d includes a pair of flanges 68d and 70d disposed at the upper end of the body. When the end cap 24d is connected with the hook portion 22d, the flanges 68d and 70d are enclosed by the end cap and engage flanges 74d and 76d (Figs. 25 and 26) formed on the end cap 24d. When the end cap 24d is connected with the hook portion 22d, the flanges 74d and 76d on the end cap 24d engage in a groove 150 (Figs. 23 and 24) in the body 26d. The groove 150 extends entirely around the body 26d.

When the end cap 24d is connected with the hook portion 22d, the flat lower side surface 80d on the hook flange 68d (Fig. 23) abuttingly engages a flat inner side surface 86d (Fig. 25) on the end cap flange 74d. Similarly, the flat lower side surface 82d (Fig. 23) on the hook flange 70d abuttingly engages a flat inner side surface (not shown) on the end cap flange 76d. Abutting engagement between the flanges 68d and 70d on the hook portion 22d and the flanges 74d and 76d on the end cap 24d hold the end cap on the hook portion 22d. The end cap 24d extends across the open upper side

40d of the recess 32d to close the recess.

After the rod has been inserted through the open upper side 40d of the recess 32d, the end cap 24d is connected with the hook portion 22d. This is accomplished by positioning the end cap 24d in axial alignment with the hook portion 22d with the flanges 74d and 76d facing downwardly toward the flanges 68d and 70d on the hook portion 22d. A transverse opening 90d (Fig. 25) between the flanges 74d and 76d on the end cap 24d is aligned with the flanges 68d and 70d (Fig. 23) on the upper end of the hook portion 22d. At this time, the flanges 68d and 70d on the hook portion 22d are offset by 90° from the flanges 74d and 76d on the end cap 24d.

The end cap 24d is then moved downwardly so that the flanges 68d and 70d on the hook portion 22d are received in the opening 90d. Flat upper side surfaces 94d and 96d (Fig. 23) on the hook portion flanges 68d and 70d are disposed in abutting engagement with a flat inner side surface 98d (Figs. 25 and 26) disposed on the end cap 24d.

The end cap 24d is then rotated through 90° relative to the hook portion 22d. When the end cap 24d has been rotated through 90° relative to the hook portion 22d, the end cap flanges 74d and 76d engage in the groove 150. The flat upper side surfaces 94d and 96d (Fig. 23) on the hook portion flanges 68d and 70d are disposed in abutting engagement with the flat end surface 98d on a base portion 122d (Fig. 25) of the end cap 24d. The flat under or lower (as viewed in Fig. 23) side surface 82d of the hook flange 70d will be disposed in abutting engagement with the flat inner side surface 86d (Fig. 25) on the end cap 24d. Similarly, the flat lower side surface 80 (Fig. 23) on the hook flange 68d will be disposed in abutting engagement with an inner side surface of the end cap flange 76d.

When the set screw 60d is tightened, a leading end surface 126d (Figs. 25 and 26) on the set screw moves into abutting engagement with the rod to press the rod against the bottom portion of the open ended recess 32d (Fig. 23). The force applied against the rod by the set screw 60d presses the flanges 74d and 76d (Fig. 25) on the end cap 24d firmly against the flanges 68d and 70d (Fig. 23) on the hook portion 22d to hold the end cap against rotation relative to the hook portion. While the hook of Fig. 23 has been described above for use with the cap of Fig. 25, the hook of Fig. 23 could also be used with the cap of Fig. 8 if the parts are properly dimensioned.

Conclusion

In view of the foregoing description, it is apparent that the present invention provides an appara-

tus for use in retaining a longitudinally extending member 48 in position relative to a spinal column 44. The apparatus includes a top-entry hook assembly 20 which can be positioned relative to the longitudinal member or rod 48 without moving the hook assembly 20 along the rod and/or moving another article, such as a locknut or sleeve, along the rod. The hook assembly 20 includes a body 26 having an open ended recess 32 which extends through the body and is open at both ends 52 and 54 and along one side 40 to enable the rod 48 to be moved into the recess. A hook 28 extends from a side of the body 26 opposite from the side opening 40 through which the rod is inserted into the recess 32. The hook 28 is engageable with a spinal column 44. Once the hook 28 has engaged the spinal column 44 and the rod 48 inserted into the recess 32, an end cap 24 is connected with the body 26 to block the side opening 40 through which the rod 48 was moved into the recess. A clamp member 60 is disposed in the center of the end cap 24 to clamp the rod 48 against the bottom of the recess 32 in the body 26.

One embodiment of the end cap includes a bayonet connector 64 which is readily engaged under adverse conditions which may be encountered during an implant procedure. The bayonet connector 64 includes flanges 68 and 70 disposed on an upper end of the body 26 and mating flanges 74 and 76 disposed on the end cap 24. When the end cap 24 and body 26 are to be interconnected, the end cap is telescoped over the flanges 68 and 70 on the body 26 and then rotated to engage the flanges on the body with the flanges 74 and 76 on the end cap.

Another connector (Figs. 11-14) for interconnecting an end cap 24a and body 26a includes linear flanges 68a and 70a on the body which engage linear flanges 74a and 76a on the end cap. The linear flanges on either the body 26a or the end cap 24a have cam surfaces 98a which interact with flange surfaces to hold the end cap 24a in place. In another embodiment of the top-entry hook assembly (Figs. 15-17), the body 26b is provided with an external thread convolution 132 which is engaged by an internal thread convolution 134 on the end cap 24b.

In another embodiment of the top-entry hook assembly (Figs. 20-22) the end cap 24c is internal to the recess 32c. Linear flanges 74c and 76c on the end cap 24c engage linear flanges 68c and 70c on the body 26c. A lock nut 144 and set screw 60c hold the end cap 24c in position relative to the body 26c.

In another embodiment of the top-entry hook assembly (Figs. 23-26) the end cap 24d is provided with an alternative bayonet connector. Flanges 68d and 70d disposed on an upper end of

the body 26d mate with flanges 74d and 76d disposed on the end cap 24d. The flanges 74d and 76d on the end cap 24d extend into a groove 150 formed in the body 26d just below the flanges 68d and 70d on the body. When the end cap 24d and the body 26d are to be interconnected, the end cap 24d is telescoped over the flanges 68d and 70d on the body and rotated to engage flanges 68d and 70d on the body with the flanges 74d and 76d on the end cap.

It should be clear that in all embodiments the recess which receives the rod has the configuration shown in Fig. 5 which is described in detail in U.S. Patent No. 5,024,213.

It should be clear from the above that modifications and changes may be made to the present invention. For example, the connector designs described above could be used on a screw or post to attach a rod to the screw or post. In effect, the connector designs can be used with parts other than the hooks shown in the drawings. It is intended to cover all such modifications and changes within the scope of the appended claims.

Claims

1. An apparatus for use in retaining a longitudinally extending member in position relative to a spinal column, said apparatus comprising a body having an open ended recess which extends through the body and is open along one side to enable the longitudinally extending member to be moved into the recess, said recess having a side opening, a first end opening formed in a first side of the body and intersecting the side opening, and a second end opening formed in a second side of the body opposite from the first side and intersecting the side opening to enable the longitudinally extending member to be moved into the recess through the side opening and to extend from the first and second sides of said body through the first and second end openings, a connector element extending from a side of said body opposite from the side opening and connectable with the spinal column, an end cap movable between a disengaged position spaced from said body and an engaged position at least partially enclosing said body and extending across the side opening in said body, connector means for releasably connecting said end cap with said body when said end cap is in the engaged position, and a clamp member disposed at the center of said end cap, said clamp member being movable relative to said end cap when said end cap is in the engaged position to clamp a longitudinally extending member disposed in the recess

against said body.

2. An apparatus as set forth in claim 1 wherein said connector means includes a first retainer surface formed on the outside of said body and a second retainer surface formed on the inside of said end cap, said first and second retainer surfaces being engageable with each other to connect said end cap with said body upon movement of said end cap from the disengaged position to the engaged position.
3. An apparatus as set forth in claim 2 wherein said first retainer surface is a cam surface having a linear configuration and has a longitudinal axis which is skewed at an acute angle to a central axis of the longitudinally extending member when the longitudinally extending member is in the recess.
4. An apparatus as set forth in claim 2 wherein said first retainer surface projects outwardly from and extends at least part way around the outside of said body.
5. An apparatus as set forth in claim 2 wherein said first retainer surface is an outer thread convolution which extends around said body and said second retainer surface is an inner thread convolution which is disposed in said end cap.
6. An apparatus as set forth in claim 1 wherein said clamp member is a single set screw which is rotatable relative to said end cap to clamp the longitudinally extending member and said body together when the longitudinally extending member is in the recess.
7. An apparatus as set forth in claim 1 wherein said body includes first and second flanges disposed on opposite sides of said side opening, said end cap including a base, a first retainer surface connected with and disposed adjacent a first side of said base, and a second retainer surface connected with and disposed adjacent a second side of said base, said first flange being engageable with said first retainer surface and said second flange being engageable with said second retainer surface.
8. An apparatus as set forth in claim 7 wherein said body includes first and second end surface areas disposed on said first and second flanges and located on opposite sides of said side opening, said base of said end cap including locating surface areas engageable by said first and second end surface areas to

locate said first and second flanges on said body relative to said end cap.

9. An apparatus as set forth in claim 1 wherein said clamp member applies a force against said end cap to hold said end cap against movement from the engaged position when the longitudinally extending member is clamped in the recess in said body.
10. An apparatus for use in retaining a longitudinally extending member in position relative to a spinal column, said apparatus comprising a body having an open ended recess which extends through the body and is open along one side to enable the longitudinally extending member to be moved into the recess, said recess having a side opening, a first end opening formed in a first side of the body and intersecting the side opening, and a second end opening formed in a second side of the body opposite from the first side and intersecting the side opening to enable the longitudinally extending member to be moved into the recess through the side opening and to extend from the first and second sides of said body through the first and second end openings, said body including first and second flanges disposed on opposite sides of said side opening, a connector element extending from a side of said body opposite from the side opening and connectable with the spinal column to connect said body with the spinal column, an end cap movable between a disengaged position spaced from said body and an engaged position extending across the side opening in said body, said end cap including a base, a first retainer surface connected with and disposed adjacent a first side of said base, and a second retainer surface connected with and disposed adjacent a second side of said base, said first flange being engageable with said first retainer surface and said second flange being engageable with said second retainer surface upon rotation of said end cap through less than one half of a revolution relative to said body from a disengaged position to an engaged position to releasably interconnect said end cap and said body, and a clamp member mounted on said end cap, said clamp member being movable relative to said end cap when said end cap is in the engaged position to clamp a longitudinally extending member disposed in the recess against said body and to press said first and second retainer surfaces against said first and second flanges to hold said end cap against movement from the engaged position to a disengaged position.

11. An apparatus as set forth in claim 10 wherein said connector element is a hook which extends from a side of said body opposite from the side opening and which is engageable with the spinal column, said hook having a shank portion connected with said body and a free end portion extending from said shank portion in the direction of a plane extending through the second side of said body to enable said hook to engage an element of the spinal column when the longitudinally extending member is disposed in the recess.

12. An apparatus as set forth in claim 10 wherein said clamp member is a single set screw which is rotatable relative to said end cap to clamp the longitudinally extending member and said body together when the longitudinally extending member is in the recess.

13. An apparatus for use in retaining a longitudinally extending member in position relative to a spinal column, said apparatus comprising a body having an open ended recess which extends through the body and is open along one side to enable the longitudinally extending member to be moved into the recess, said recess having a side opening, a first end opening formed in a first side of the body and intersecting the side opening, and a second end opening formed in a second side of the body opposite from the first side and intersecting the side opening to enable the longitudinally extending member to be moved into the recess through the side opening and to extend from the first and second sides of said body through the first and second end openings, said body including first and second flanges disposed on opposite sides of said side opening, a connector element extending from a side of said body opposite from the side opening and connectable with the spinal column to connect said body with the spinal column, an end cap movable between a disengaged position spaced from said body and an engaged position at least partially enclosing said body and extending across the side opening in said body, said end cap including a base, a first linear cam surface connected with and disposed adjacent a first side of said base, and a second linear cam surface connected with and disposed adjacent to a second side of said base, said first flange being engageable with said first cam surface and said second flange being engageable with said second cam surface upon movement of said end cap relative to said body along a linear path, said first and second cam surfaces being disposed in a

plane which is skewed at an acute angle to a central axis of the recess and which extends through the first and second end openings of the recess to enable said first and second cam surfaces to move said end cap toward the central axis of the recess upon movement of said end cap along the linear path, and a clamp member mounted on said end cap, said clamp member being movable relative to said end cap when said end cap is in the engaged position to clamp a longitudinally extending member disposed in the recess against said body and to press said first and second cam surfaces against said first and second flanges to hold said end cap against movement from the engaged position to a disengaged position.

14. An apparatus as set forth in claim 13 wherein said connector element is a hook which extends from a side of said body opposite from the side opening and which is engageable with the spinal column, said hook having a shank portion connected with said body and a free end portion extending from said shank portion in the direction of a plane extending through the second side of said body to enable said hook to engage an element of the spinal column when the longitudinally extending member is disposed in the recess.

15. An apparatus as set forth in claim 13 wherein said clamp member is a single set screw which is rotatable relative to said end cap to clamp the longitudinally extending member and said body together when the longitudinally extending member is in the recess.

16. An apparatus for use in retaining a longitudinally extending member in position relative to a spinal column, said apparatus comprising a body having an open ended recess which extends through the body and is open along one side to enable the longitudinally extending member to be moved into the recess, said recess having a side opening, a first end opening formed in a first side of the body and intersecting the side opening, and a second end opening formed in a second side of the body opposite from the first side and intersecting the side opening to enable the longitudinally extending member to be moved into the recess through the side opening and to extend from the first and second sides of said body through the first and second end openings, said body including an external thread convolution extending around the outside of said body, a connector element extending from a side of said body opposite from the side open-

ing and connectable with the spinal column to connect said body with the spinal column, an end cap movable between a disengaged position spaced from said body and an engaged position at least partially enclosing said body and extending across the side opening in said body, said end cap including an internal thread convolution, said internal thread convolution being engageable with said external thread convolution upon rotation of said end cap relative to said body from a disengaged position to an engaged position to releasably interconnect with said end cap and said body, and a clamp member mounted on said end cap, said clamp member being movable relative to said end cap when said end cap is in the engaged position to clamp a longitudinally extending member disposed in the recess against said body and to press said internal thread convolution against said external thread convolution to hold said end cap against movement from the engaged position to a disengaged position.

17. An apparatus as set forth in claim 16 wherein said connector element is a hook which extends from a side of said body opposite from the side opening and which is engageable with the spinal column, said hook having a shank portion connected with said body and a free end portion extending from said shank portion in the direction of a plane extending through the second side of said body to enable said hook to engage an element of the spinal column when the longitudinally extending member is disposed in the recess.

18. An apparatus as set forth in claim 16 wherein said clamp member is a single set screw which is rotatable relative to said end cap to clamp the longitudinally extending member and said body together when the longitudinally extending member is in the recess.

19. An apparatus for use in retaining a longitudinally extending member in position relative to a spinal column, said apparatus comprising a body having an open ended recess which extends through the body and a side opening along one side to enable the longitudinally extending member to be moved into the recess from the one side, a connector element extending from a side of said body and connectable with the spinal column to connect said body with the spinal column, an end cap for extending across the side opening in said body, said end cap and said body having a bayonet connection including first and second flanges on said body and first and second

retainer surfaces on said end cap, said first flange being engageable with said first retainer surface and said second flange being engageable with said second retainer surface upon rotation of said end cap relative to said body to releasably interconnect said end cap and said body.

5

10

15

20

25

30

35

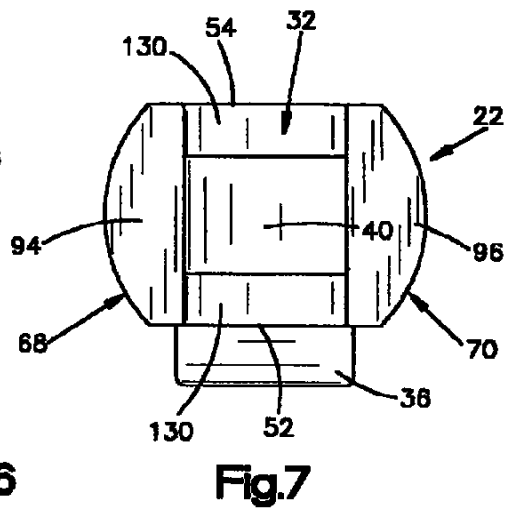
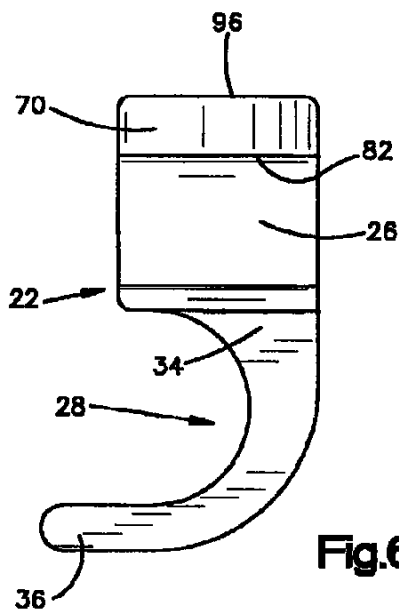
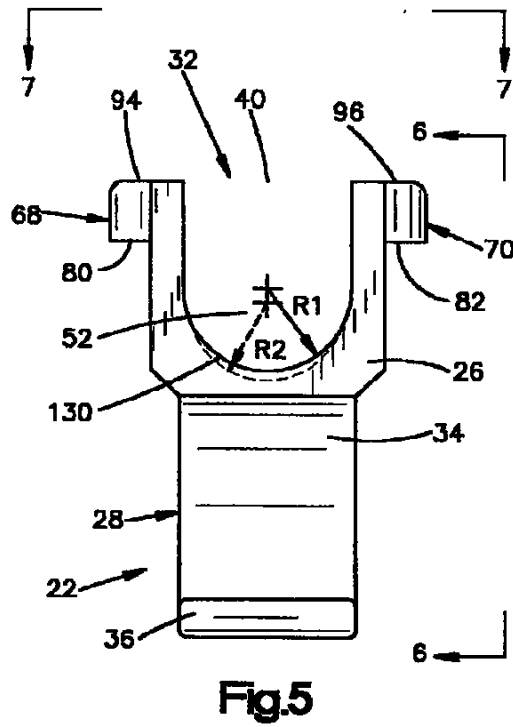
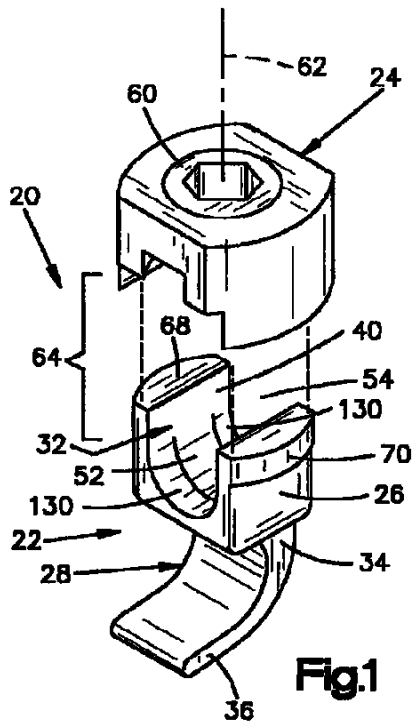
40

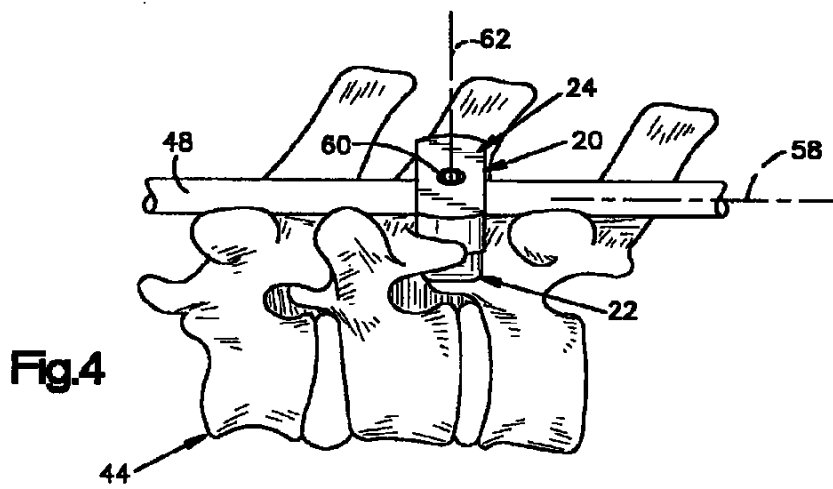
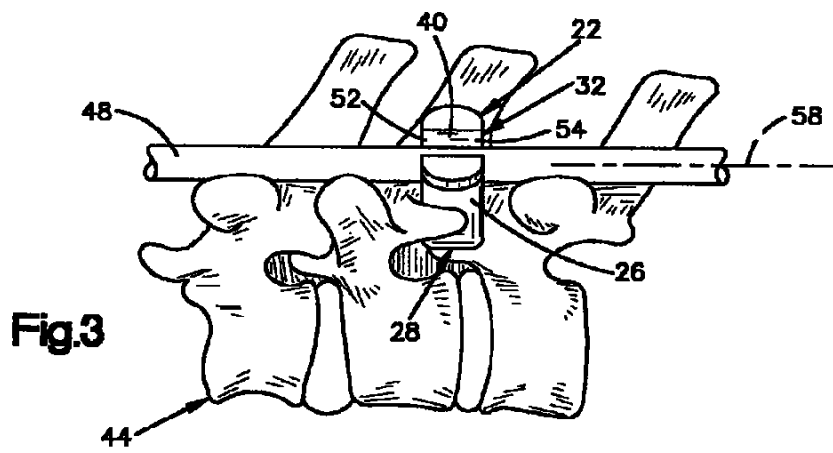
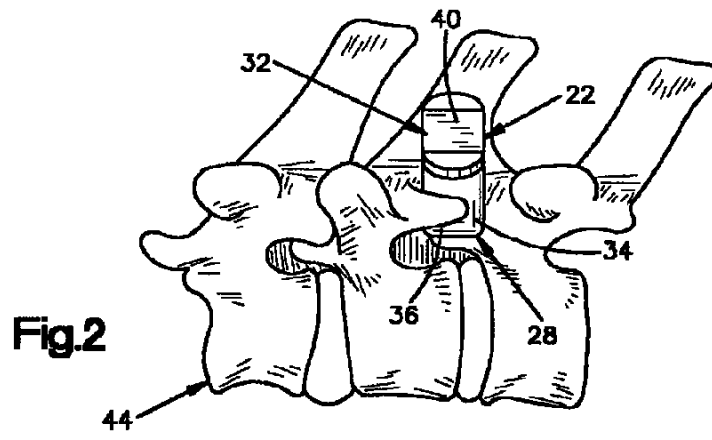
45

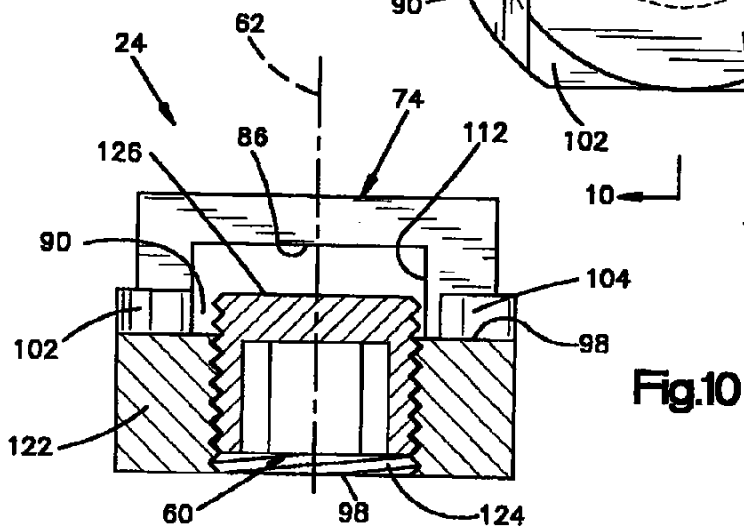
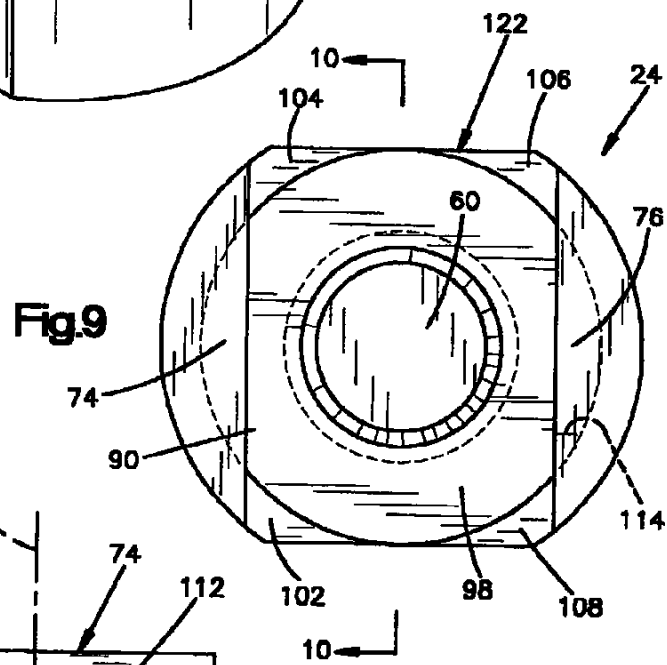
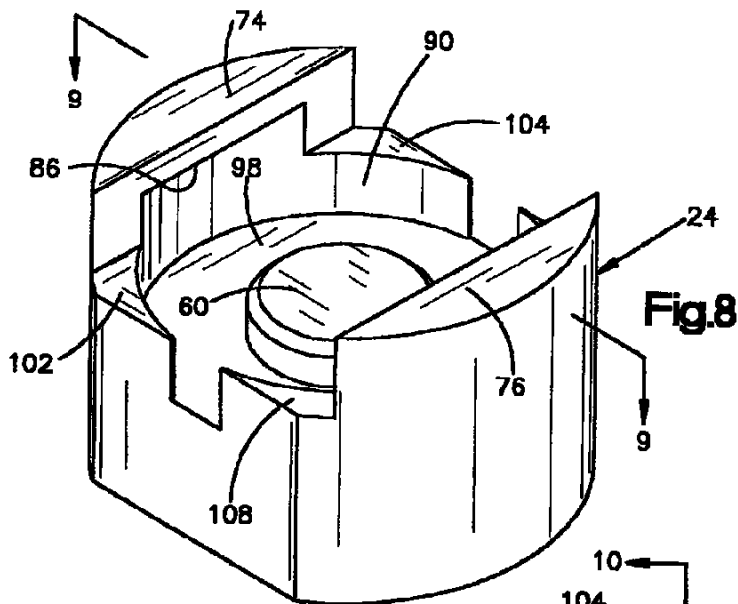
50

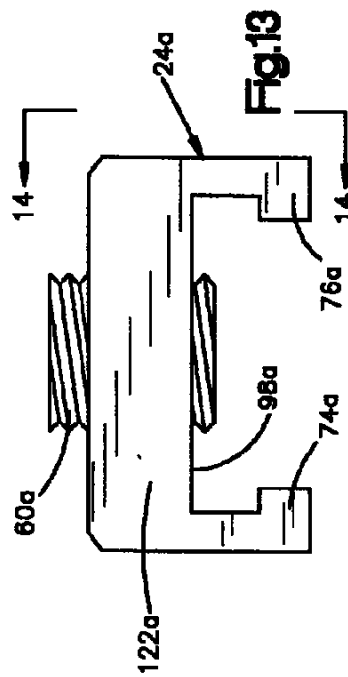
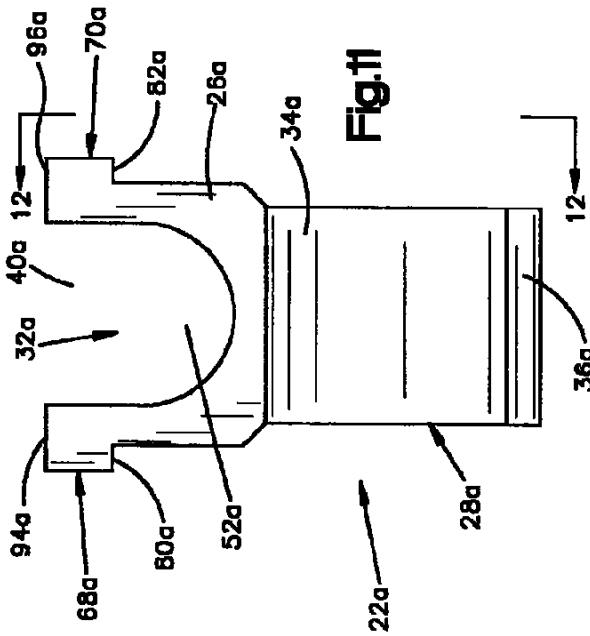
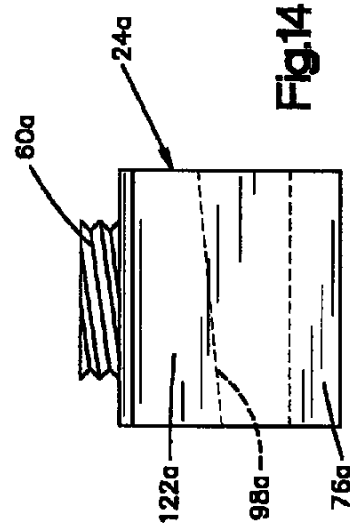
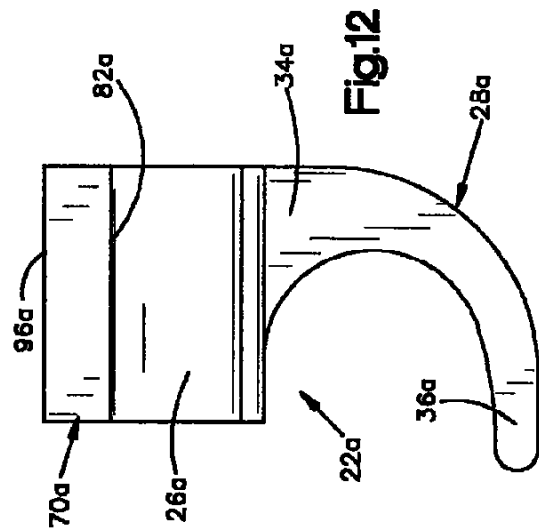
55

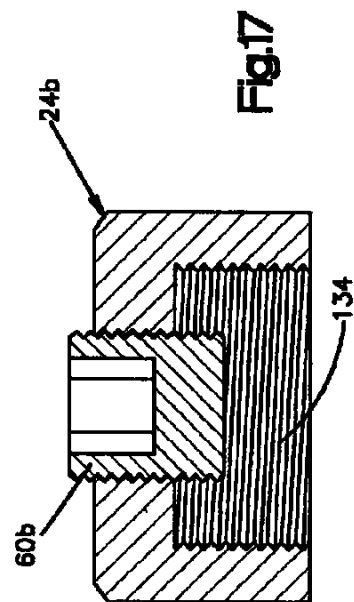
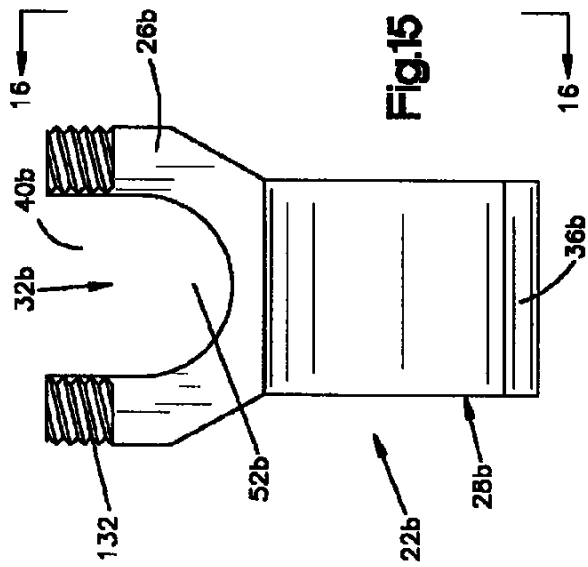
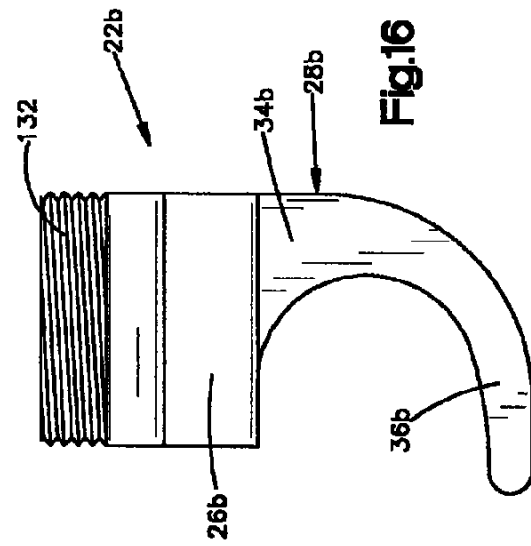
12

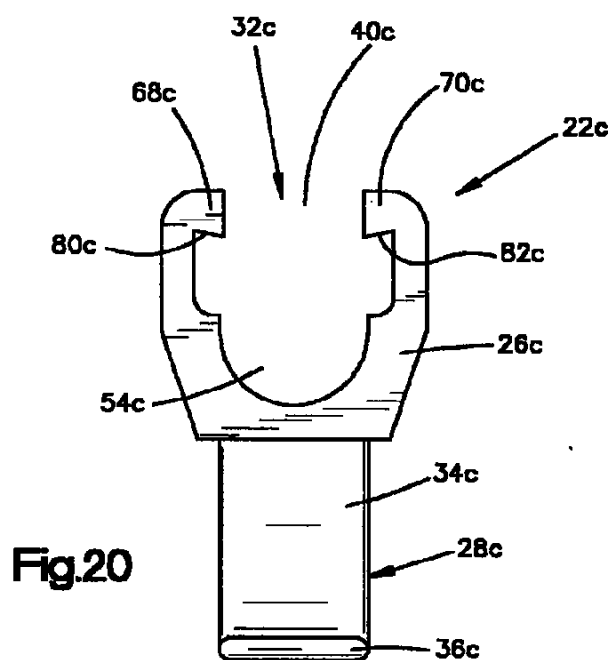
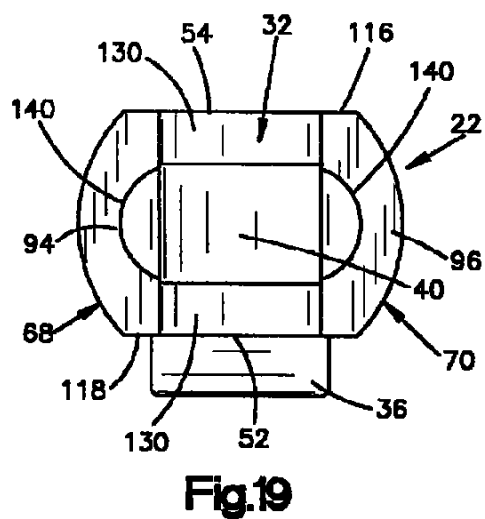
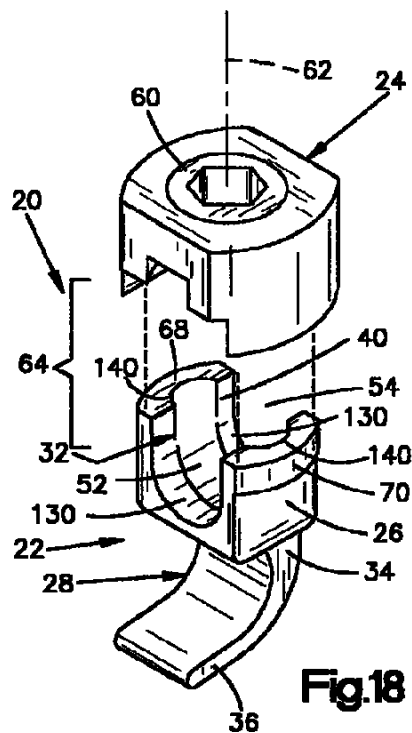


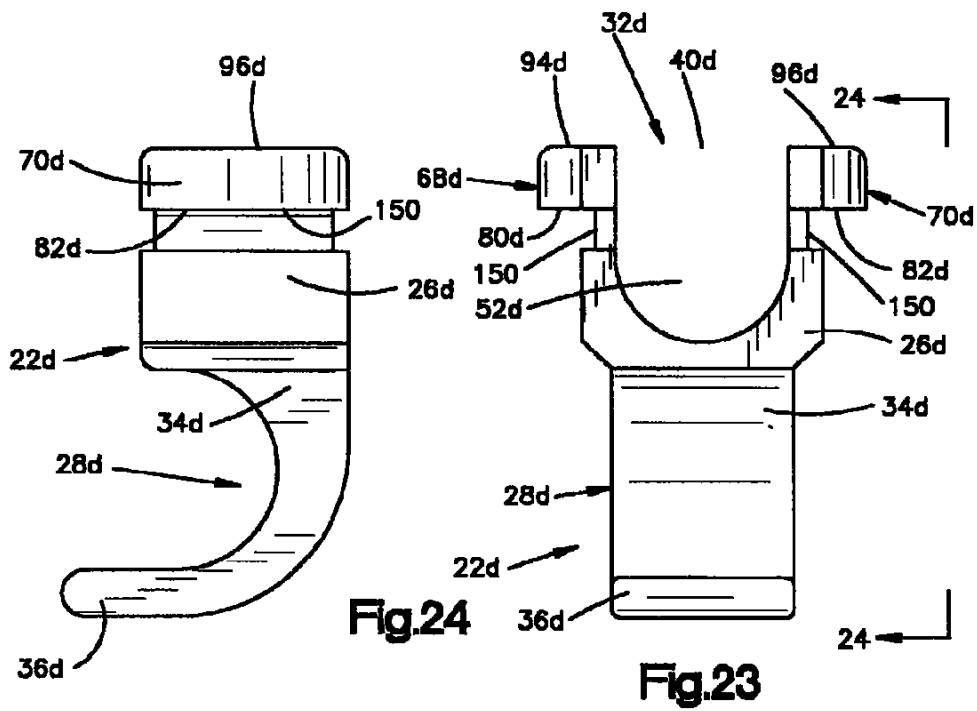
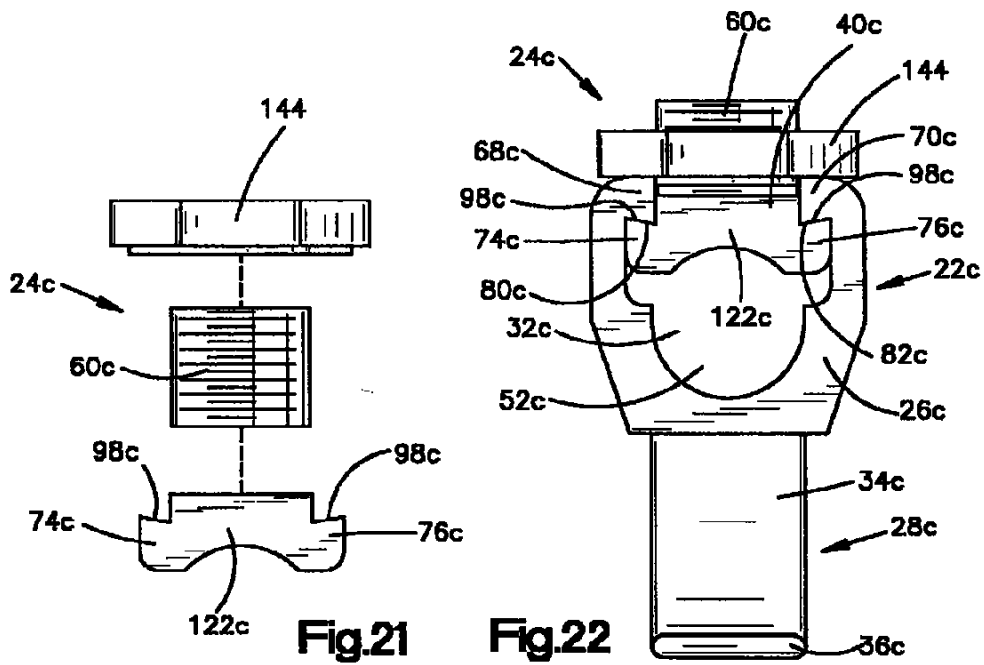


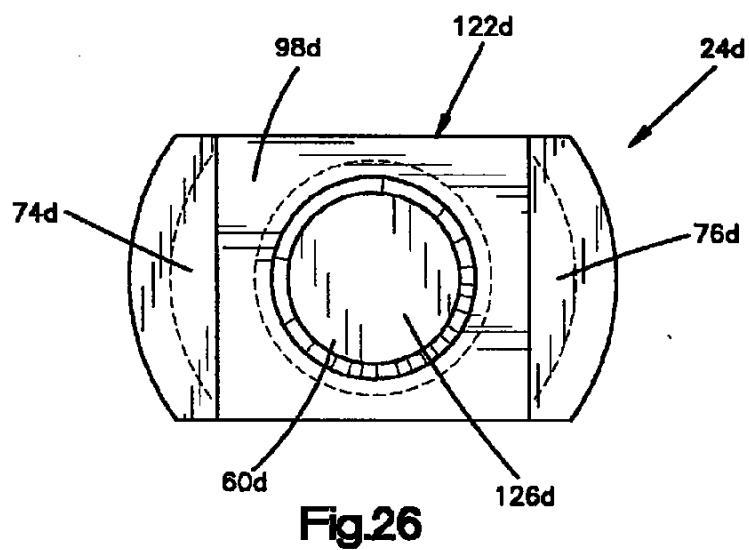
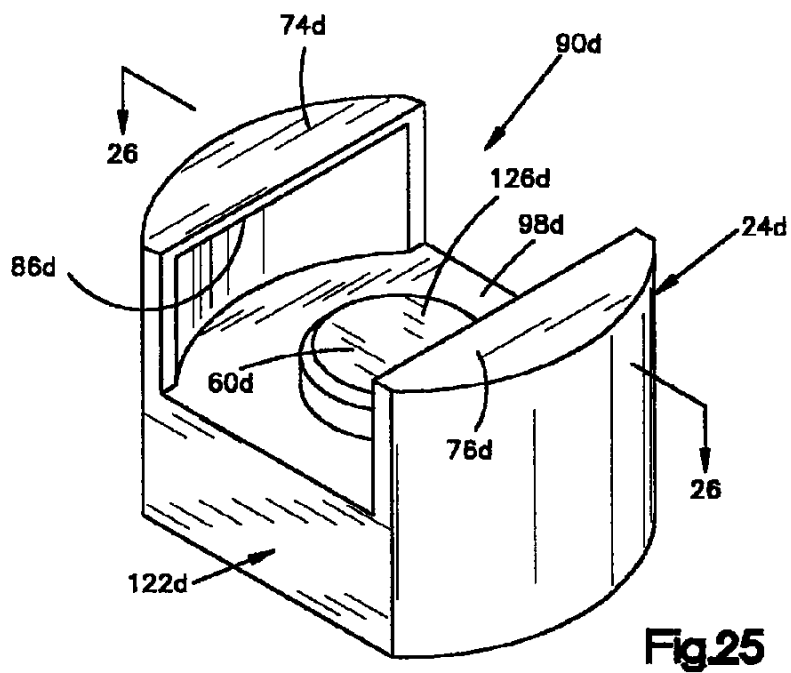














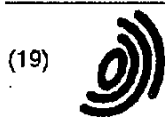
European Patent
Office

EUROPEAN SEARCH REPORT

Application Number

EP 92 11 6712

DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT			
Category	Citation of document with indication, where appropriate, of relevant passages	Relevant to claim	CLASSIFICATION OF THE APPLICATION (Int. Cl.5)
X	FR-A-2 638 632 (BEURIER)	1-4,6-9, 13-15	A61B17/56 F16B7/04
Y	* page 4, line 22 - page 5, line 7; figures 4,5 *	10-12,19	
X	EP-A-0 330 881 (SYNTHESE) * column 2, line 28 - column 3, line 12; figures 1-3 *	1-3,7-9	
X	FR-A-2 624 720 (SOC. DE FABRICATION DE MATERIEL ORTHOPEDIQUE) * page 3, line 25 - page 4, line 32; figures 1,4,5,7 *	1,2,5,6, 16-18	
Y	EP-A-0 415 899 (VOLVO) * abstract; figures 1-3 *	10-12,19	
A	EP-A-0 047 157 (DZUS) * abstract; figures 1A,B *	10,19	
A	DE-A-2 110 271 (WELLING) * claim 1; figures 1-4 *	3,10,13, 19	TECHNICAL FIELDS SEARCHED (Int. Cl.5)
A	EP-A-0 346 521 (ACROMED) * abstract; figures 3,4,7 *	2,4,7,8	A61B F16B
X,P	WO-A-9 119 469 (ROGOZINSKI) * page 14, line 1 - page 15, line 14; figures 3-5 *	1	
The present search report has been drawn up for all claims			
Place of search THE HAGUE		Date of completion of the search 12 JANUARY 1993	Examiner MOERS R.
CATEGORY OF CITED DOCUMENTS X : particularly relevant if taken alone Y : particularly relevant if combined with another document of the same category A : technological background O : non-written disclosure P : intermediate document T : theory or principle underlying the invention E : earlier patent document, but published on, or after the filing date D : document cited in the application L : document cited for other reasons & : member of the same patent family, corresponding document			



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11)

EP 0 811 357 A1

(12)

DEMANDE DE BREVET EUROPEEN

(43) Date de publication:

10.12.1997 Bulletin 1997/50

(51) Int Cl.⁶: A61B 17/70

(21) Numéro de dépôt: 97401214.8

(22) Date de dépôt: 02.06.1997

(84) Etats contractants désignés:

AT BE CH DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU MC
NL PT SE

- Le Couedic, Régis
33160 St Medard en Jalles (FR)
- Petreto, Eric
33610 Cestas (FR)

(30) Priorité: 03.06.1996 FR 9606800

(71) Demandeur: Stryker France S.A.
93290 Tremblay-en-France (FR)

(74) Mandataire: Le Forestier, Eric
Cabinet Regimbeau,
26, avenue Kléber
75116 Paris (FR)

(72) Inventeurs:

- Baccelli, Christian
33650 St Medard d'Eyrans (FR)

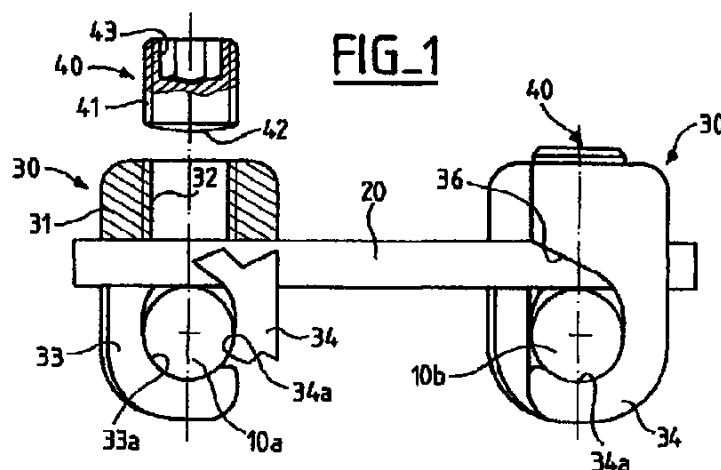
(54) Dispositif de liaison transversale rigide entre deux tiges d'ostéosynthèse du rachis

(57) Un dispositif de liaison transversale entre deux tiges longitudinales en ostéosynthèse du rachis comprend deux éléments de liaison et de blocage (30) comportant deux branches (33, 34) séparées par un canal central (35). Chaque branche forme un crochet définissant un berceau (33a, 34a) pour une tige (10a; 10b), et les berceaux sont tournés vers deux faces opposées de l'élément. Le dispositif comprend également un élément de liaison transversale (20) entre les deux éléments de liaison et de blocage (30).

Ainsi chaque élément peut être engagé sur une tige

par réception de la tige associée dans son canal central, puis tourné sur lui-même pour ancrer la tige associée dans les berceaux des deux branches.

Selon l'invention, l'élément de liaison transversale consiste en une barre (20) qui peut être glissée longitudinalement dans les canaux une fois disposés sensiblement dans l'alignement l'un de l'autre, et il est prévu en outre un organe de blocage (40) coopère avec chaque élément de liaison et de blocage (30) pour serrer ladite barre (20) entre le fond (35a) du canal et la tige (10a; 10b) et assurer le blocage.



EP 0 811 357 A1

Description

La présente invention a trait d'une façon générale aux dispositifs pour l'ostéosynthèse du rachis, et plus particulièrement un dispositif de liaison transversale rigide entre deux tiges d'ostéosynthèse s'étendant dans le sens longitudinal de la colonne vertébrale et ancrées sur les vertèbres.

On connaît déjà de tels dispositifs de liaison transversale.

On connaît en particulier par EP-A-0 446 092 un dispositif de liaison transversale dans lequel deux crochets aptes à s'engager sur deux tiges longitudinales coopèrent avec des vis de blocage et avec une barre transversale pour réaliser une liaison simple et pratique à mettre en oeuvre.

Toutefois le blocage des tiges dans les crochets peut s'avérer insuffisant dans le cas où le dispositif est soumis à des contraintes latérales importantes. Plus précisément, les tiges peuvent glisser hors des crochets et supprimer ainsi la liaison, ce qui est tout à fait indésirable.

On connaît également par US-A-5 334 203 un dispositif de liaison transversale tel que défini dans le préambule de la revendication 1.

Ce dispositif connu comprend en outre, pour assurer le blocage de l'ensemble, un dispositif mécanique relativement complexe, et comportant de nombreuses pièces différentes. Ceci est désavantageux en ce que la pose du dispositif est extrêmement fastidieuse, notamment du fait de la manipulation nécessaire de ce grand nombre de pièces.

En outre, un inconvénient majeur de ce dispositif connu réside en ce qu'il est nécessairement pré-assemblé avant la pose, et qu'il présente alors un encombrement très important alors qu'il doit être rapporté sur les deux tiges longitudinales par un déplacement comportant une composante substantielle dans une direction perpendiculaire au plan passant par les deux tiges.

Il en résulte la nécessité d'une destruction importante de la structure ligamentaire s'étendant le long de la colonne vertébrale entre les deux tiges.

Par ailleurs, les nombreux degrés de liberté du dispositif pré-assemblé, nécessaires pour s'adapter à la configuration d'espèce des tiges, peuvent rendre son montage peu pratique.

Enfin et surtout, ce document indique que les éléments de liaison et de blocage doivent être préalablement montés à rotation sur l'élément de liaison transversale pour que le dispositif puisse être commodément utilisé.

La présente invention est basée sur la découverte du fait que des éléments de liaison et de blocage du genre défini ci-dessus pourraient permettre, sans être montés à rotation sur d'autres parties du dispositif, d'améliorer les qualités d'un dispositif à simple barre transversale tel que décrit dans EP-A-0 446 092.

Plus précisément, il a été découvert que l'on pouvait

monter préalablement les éléments de liaison et de blocage sur la tige, et les faire tourner sur eux-mêmes avant l'assemblage de l'implant, pour pouvoir ensuite utiliser une simple barre, glissée dans ces éléments, comme moyen de liaison transversale.

La présente invention vise ainsi à pallier les inconvénients de l'état de la technique, et à proposer un dispositif de liaison transversale qui conserve la facilité d'utilisation et l'efficacité des éléments de liaison et de blocage de ce document, tout en présentant la simplicité de structure du dispositif de EP-A-0 446 092

Elle propose à cet effet un dispositif tel que défini dans la revendication 1.

Des aspects préférés, mais non limitatifs de ce dispositif sont définis dans les sous-revendications.

D'autres aspects, buts et avantages de la présente invention apparaîtront mieux à la lecture de la description détaillée suivante d'une forme de réalisation préférée de celle-ci, donnée à titre d'exemple et faite en référence aux dessins annexés, sur lesquels :

la figure 1 est une vue de profil et partiellement en coupe d'un dispositif de liaison transversale selon l'invention,

la figure 2 est une vue postérieure du dispositif de la figure 1,

la figure 3 est une vue en perspective éclatée de trois composants du dispositif des figures 1 et 2, et les figures 4a et 4b, 5a et 5b, et 6a et 6b, sont des vues partielles respectivement de profil et de l'arrière illustrant la pose du dispositif de liaison des figures 1 et 2.

En référence aux figures 1 et 2, on a représenté deux tiges d'union longitudinale entre vertèbres, respectivement 10a et 10b, illustrées comme étant parallèles l'une à l'autre mais pouvant, dans la pratique, prendre diverses inclinaisons mutuelles dans des gammes angulaires limitées.

Ces deux tiges, de façon conventionnelle, sont cylindriques et lisses. Elle sont ancrées de place en place sur les vertèbres, à l'aide de dispositifs bien connus.

Le dispositif de liaison transversale selon l'invention comprend une barre transversale 20, en l'espèce de section rectangulaire, et deux éléments de liaison et de blocage 30 identiques, aptes à recevoir des vis de blocage 40.

Plus précisément, chaque élément 30 comprend une base 31 en forme générale de losange, et deux branches 33, 34 s'étendant parallèlement l'une à l'autre à partir de la base 31, au niveau de deux côtés opposés de celle-ci.

Chaque branche présente la forme générale d'un "J", formant crochet, et définit sur son bord intérieur un creux un berceau, respectivement 33a, 34a. Les deux berceaux s'ouvrent selon deux directions opposées. Chaque berceau est surplombé par une surface oblique 36 qui est montante, c'est-à-dire s'éloigne du plan défini

par le fond des berceaux, de l'intérieur vers l'extérieur. Cette surface est destinée, comme on le verra plus loin, à former une came sollicitant la tige associée 10a ou 10b vers le fond dudit berceau lorsque l'élément est tourné sur lui-même, de manière à faciliter la pose.

Les deux branches définissent entre elles un canal droit 35 dont le fond 35a est défini par la face plane intérieure de la base 31.

Ce canal est défini par deux faces internes principales 33c, 34c des deux branches, et par deux faces biseautées 33b, 34b adjacentes auxdites faces principales et situées au niveau des deux débouchés opposés du canal, immédiatement en arrière du berceau respectif comme le montrent en particulier les figures 3, 4b, 5b et 6b.

Cette disposition des faces internes des branches 33, 34 permet de délimiter, entre les faces 33c, 34c, un chemin adapté à la tige respective 10a ou 10b, tout en autorisant, grâce aux parois en biseau 33b, 34b, le passage de la barre 20 après rotation sur eux-mêmes des éléments 30 selon un angle α (voir figure 5b) sensiblement inférieur à 90°.

On observera ici que la largeur du canal 35 entre les faces 33c, 34c est choisie légèrement supérieure au diamètre de la tige 10a ou 10b, tandis que la largeur du canal vis-à-vis de la barre 20 mise en place perpendiculairement à la tige est également légèrement supérieure à la largeur de ladite barre, de manière à autoriser un certain débattement angulaire entre l'élément 30 et la barre 20.

Enfin un trou taraudé traversant 32 s'étend dans la base 31, entre sa face extérieure et le fond 35a.

Une vis de blocage 40 est destinée à être vissée dans le trou taraudé 32. Elle comporte un corps cylindrique autour duquel est formé un filetage 41, un sommet 42 de forme légèrement bombée, et une empreinte 43 pour outil de vissage, par exemple une empreinte standard à six pans en creux.

On va maintenant décrire en référence aux figures 4a, 4b, 5a, 5b, 6a et 6b le processus de pose du dispositif décrit ci-dessus.

On place tout d'abord l'un des deux éléments 30 l'une des deux tiges 10a (ou 10b), sensiblement à la même hauteur, de telle sorte que la tige soit reçue dans le canal 35 (figures 4a et 4b). A ce stade, la vis 40 peut être pré-montée dans son trou taraudé 32.

Ensuite, l'élément 30 est tourné sur lui-même (flèche F1) sur l'angle α , en l'espèce égal à 70°, jusqu'à une position de butée définie par la venue en contact de la tige avec le fond des berceaux 33a, 34a des deux branches 33, 34 (figures 5a et 5b). On observera qu'au cours de ce mouvement, c'est la surface supérieure oblique 36 de l'élément 30 qui joue le rôle d'une came qui repousse la tige 10a vers le fond des berceaux 33a, 34a.

La barre transversale 20 est alors introduite par l'un ou l'autre des deux côtés de l'élément 30, par exemple selon la flèche F2 des figures 6a et 6b, de manière à s'engager dans le canal 35 de l'élément 30 entre la tige

10a et le fond 35a dudit canal. On notera que la barre 20 est alors positionnée de manière à laisser la région de l'autre tige 10b dégagée pour la pose subséquente de l'autre élément 30.

Cet autre élément 30 est alors mis en place, par translation puis rotation comme dans le cas du premier élément, sur sa tige 10b.

Enfin on fait coulisser la barre 20 de manière à ce qu'elle s'engage dans ledit autre élément 30 de la même manière que pour le premier élément, c'est-à-dire entre la tige 10b et le fond du canal associé.

Les deux vis 40 sont alors serrées à l'aide d'un outil, de manière à bloquer ladite barre 20 entre les fonds 35a des canaux et les tiges, la force de réaction nécessaire étant exercée sur les tiges par les parties d'extrémité libre courbes des branches 33, 34.

Ce blocage assure en même temps le blocage mutuel des éléments et des tiges, si bien que l'on obtient, par une procédure de montage extrêmement simple et peu contraignante pour les tissus environnants, une liaison transversale rigide extrêmement efficace.

On notera ici que l'épaisseur de la barre transversale 40 est choisie de telle sorte que cette barre puisse, au serrage, subir un certain degré de cintrage. Ceci permet au dispositif de faire face à des situations dans lesquelles les deux tiges 10a, 10b ne se trouvent pas dans le même plan. En outre, comme on l'a indiqué plus haut, le débattement angulaire de la barre 20 dans les canaux 35 permet de faire face à des situations dans lesquelles les deux barres divergent ou convergent légèrement en projection dans le plan transversal.

On notera à cet égard que la face d'appui bombée 42 de chaque vis 40 permet de faire face à des positions mutuelles différentes sans compromettre la qualité du blocage.

On observera par ailleurs que le dispositif selon l'invention permet d'effectuer une liaison rigide entre les tiges sans qu'un effort de traction transversale indésirable soit exercé sur lesdites tiges.

Naturellement, toutes les pièces constitutives du dispositif selon l'invention sont réalisées en un matériau bio-compatible tel que l'acier inoxydable ou un alliage de titane. En outre, la forme et la dimension des pièces, et notamment la longueur de la barre 20, peuvent être choisies en fonction des besoins.

Bien entendu, la présente invention n'est nullement limitée à la forme de réalisation décrite ci-dessus et représentée sur les dessins, mais l'homme du métier saura y apporter toute variante ou modification conforme à son esprit.

Revendications

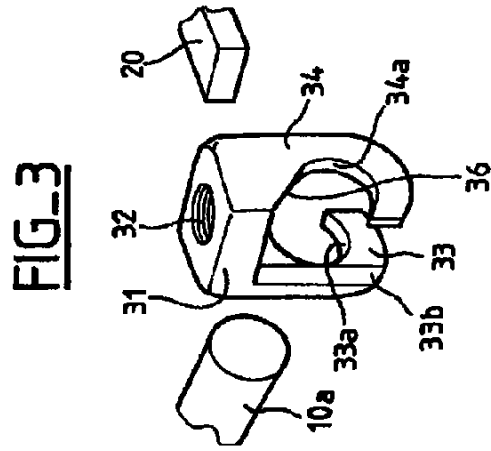
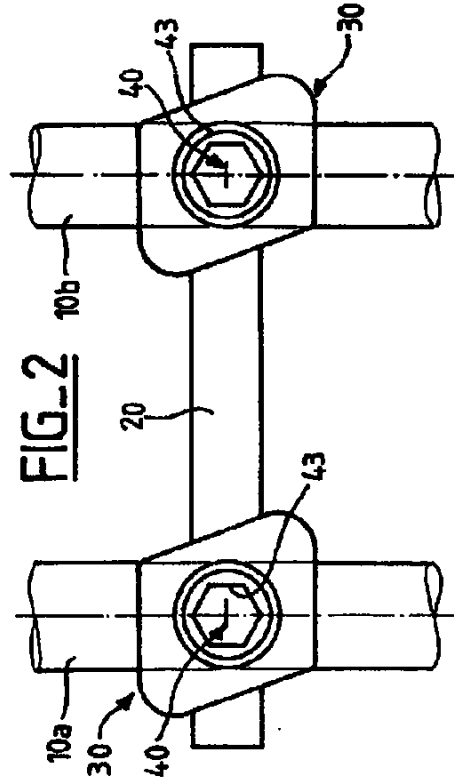
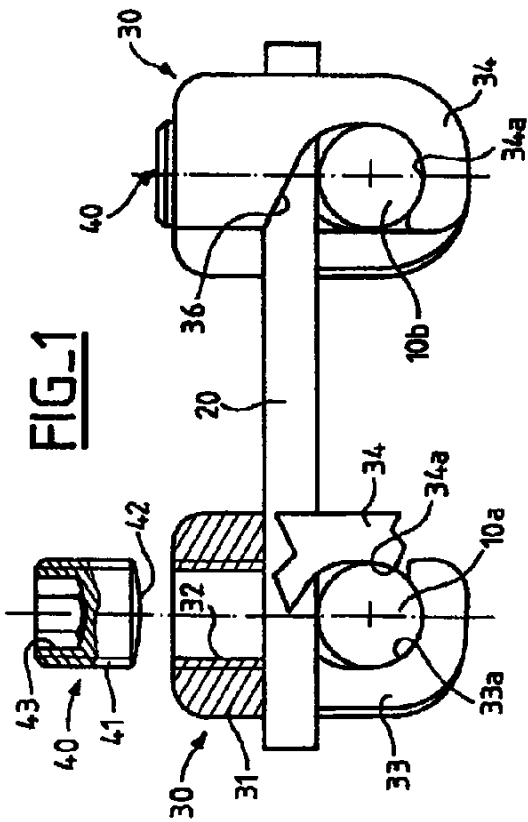
- Dispositif de liaison transversale entre deux tiges longitudinales en ostéosynthèse du rachis, du type comprenant deux éléments de liaison et de blocage (30) comprenant deux branches (33, 34) séparées

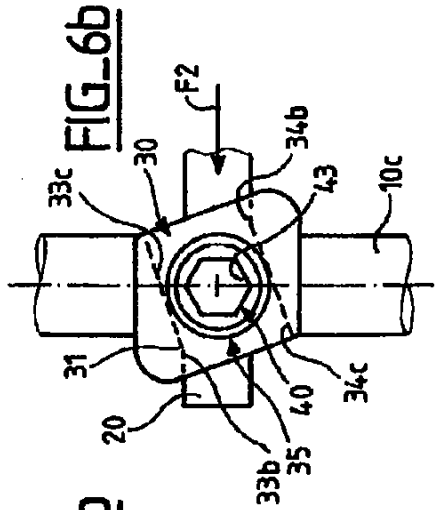
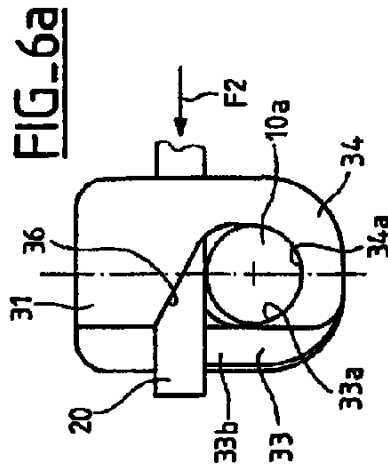
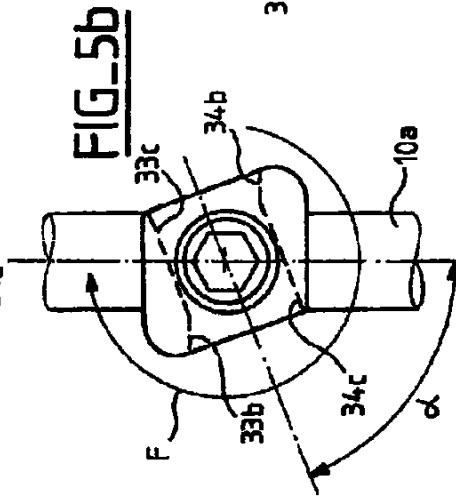
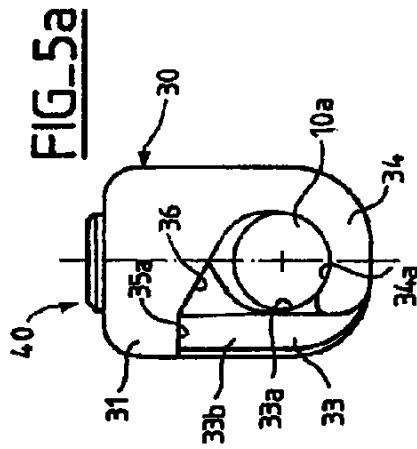
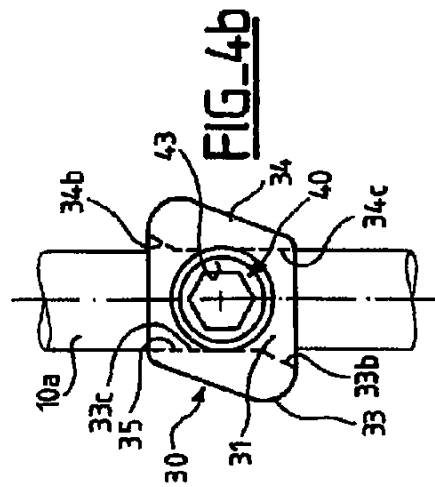
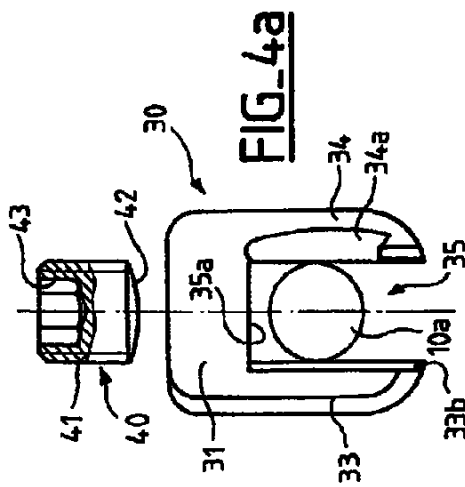
par un canal central (35), chaque branche présentant la forme d'un crochet définissant un berceau (33a, 34a) pour une tige longitudinale (10a; 10b), et les deux berceaux étant tournés respectivement vers deux faces opposées de l'élément de liaison et de blocage, de telle sorte que chaque élément de liaison et de blocage peut être engagé sur une tige par réception de la tige associée dans son canal central, et peut être ensuite tourné sur lui-même pour ancrer la tige associée dans les berceaux des deux branches, le dispositif comprenant en outre un élément de liaison transversale (20) entre les deux éléments de liaison et de blocage (30), dispositif caractérisé en ce que l'élément de liaison transversale est constitué par une barre (20) apte à être glissée longitudinalement dans les canaux (35) des deux éléments de liaison et de blocage une fois disposés sensiblement dans l'alignement l'un de l'autre, et en ce qu'il est prévu en outre un organe de blocage (40) apte à coopérer avec chaque élément de liaison et de blocage (30) et à serrer ladite barre (20) entre le fond (35a) du canal et la tige (10a; 10b) pour assurer le blocage de l'ensemble.

2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que chaque élément de liaison et de blocage (30) comprend une base (31) réunissant lesdites branches et définissant le fond (35a) du canal (35), en ce qu'un trou taraudé (32) est formé dans ladite base, et en ce que l'organe de blocage associé est constitué par une vis (40) engagée dans ledit trou taraudé.
3. Dispositif selon la revendication 2, caractérisé en ce que ladite vis (40) possède une extrémité d'appui sur la barre qui est légèrement convexe.
4. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que ladite barre (20) présente une section polygonale, en particulier rectangulaire.
5. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que ladite barre (20) présente une largeur légèrement inférieure à la largeur de chaque canal (35) dans la région de son fond (35a), de manière à autoriser de légères inclinaisons mutuelles des deux éléments de liaison et de blocage.
6. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 5, caractérisé en ce que, dans chaque élément de liaison et de blocage (30), l'angle (α) formé entre la direction longitudinale du canal (35) et la direction longitudinale du trajet de tige défini par les deux berceaux (33a, 34a) est inférieur à 90°.
7. Dispositif selon la revendication 6, caractérisé en ce que ledit angle (α) est compris entre environ 65 et 75°.

8. Dispositif selon l'une des revendications 6 et 7, caractérisé en ce que le canal (35) est défini par des faces internes desdites branches comprenant chacune une face principale (33c, 34c) destinée à guider la tige et une face d'extrémité en biseau (33b, 34b) destinée à guider la barre.

9. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 8, caractérisé en ce que chaque berceau (33a, 34a) de chaque élément de liaison et de blocage (30) est surplombé par une surface oblique (36) apte à solliciter la tige associée (10a, 10b) vers le fond dudit berceau lorsque l'élément de liaison et de blocage est tourné sur lui-même.







Office européen
des brevets

RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE

Numéro de la demande
EP 97 40 1214

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS			
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (Int.Cl.6)
D,Y	US 5 334 203 A (E.J.WAGNER) * figure 1 *	1-4	A61B17/70
D,Y	EP 0 446 092 A (SOFAMOR) * colonne 3, ligne 4 - ligne 7; figures 5,6 *	1-4	
A	DE 653 799 C (SCAFFOLDING ET D.H.JONES) * page 1, ligne 31 - ligne 35; figures 4,5 *	6,7	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.Cl.6)
			A61B
Le présent rapport a été établi pour toutes les revendications			
Lieu de la recherche LA HAYE		Date d'achèvement de la recherche 21 Août 1997	Examineur Nice, P
<p>CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES</p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant</p>			

EPO FORM 153 (03.95) (FR/EN)



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11) EP 0 878 171 A1

(12) EUROPEAN PATENT APPLICATION

(43) Date of publication:
18.11.1998 Bulletin 1998/47

(51) Int. Cl.⁶: A61B 17/70

(21) Application number: 98108438.7

(22) Date of filing: 08.05.1998

(84) Designated Contracting States:
AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU
MC NL PT SE
Designated Extension States:
AL LT LV MK RO SI

(72) Inventors:
• Lin, Chih-I
Diamond Bar, California 10765 (US)
• Nichols, David
Memphis, Tennessee 38111 (US)

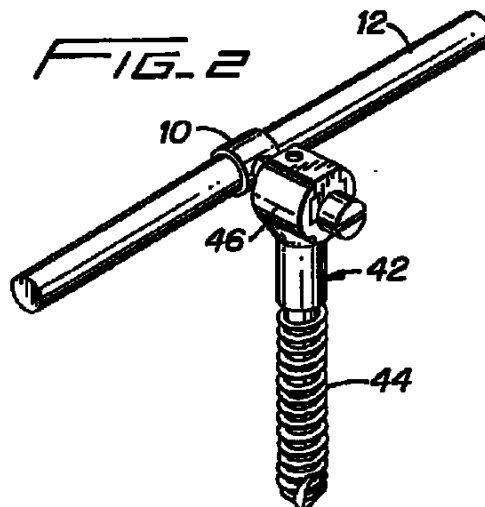
(30) Priority: 15.05.1997 US 857137

(74) Representative:
Marsh, Roy David et al
Hoffmann Eitle,
Patent- und Rechtsanwälte,
Arabellastrasse 4
81925 München (DE)

(71) Applicant:
Surgical Dynamics, Inc.
Norwalk, CT 06856 (US)

(54) Clamping connector for spinal fixation systems

(57) A connector for connecting a bone fastener to an elongated spinal rod comprising a body portion having a longitudinal bore extending therethrough to receive an elongated spinal rod; and a compressible leg portion extending from the body portion along an axis extending perpendicular to the longitudinal bore, the leg portion being dimensioned and configured to mount a bone fastener and facilitate relative rotation of the fastener and the leg portion about a longitudinal axis thereof.



EP 0 878 171 A1

Description

BACKGROUND OF THE INVENTION

1. Field of the Invention

The present invention relates to spinal fixation systems for use in the treatment of spinal deformities and more particularly to a clamping connector for attaching angularly misaligned pedicle screws to transverse spinal rods in spinal fixation systems.

2. Description of the Prior Art

Surgeons treat spinal disorders with spinal fusion augmented with longitudinal spinal rods connected to the spine with lamina hooks or pedicle screws. Such "rod assemblies" generally comprise one or two spinal rods and a plurality of screws inserted through the pedicles and into their respective vertebral bodies. The screws are provided with coupling elements, for coupling the elongate rod to the screws. The rods extend along the longitudinal axis of the spine, coupling to the plurality of screws via their coupling elements. The aligning influence of the rod forces the spine to which it is affixed, to conform to a more proper shape.

Due to anatomical variations, pedicle screws may not properly align with the longitudinal spinal rods. In order to eliminate the need for lateral rod bending, a device is required to connect the rod to the screws in such a way as to compensate for lateral deviation of the spinal rods.

The art contains a variety of attempts at providing instrumentation that permits a range freedom with respect to angulation of the screw and the coupling element. These teachings, however, have generally been complex, and unreliable with respect to durability. The considerable drawbacks associated with the prior art systems include complexity, difficulty properly positioning the rod and the coupling elements, and the tedious manipulation of many small parts associated with the complex spinal fixation devices.

Various connector designs exist to accommodate screws offset from the rod, these include the Smith & Nephew Rogozinski (U.S. patent 5,102,412) and Finn Systems (U.S. patent 5,474,551), the Synthes Universal System, and the Zimmer Modulok System (now the Wrightlok System from Wright Medical). Each of these systems require two locking mechanisms for the connector - one to link the pedicle screw to the connector and another to link the connector to the rod. Some of these devices provide variable lateral adjustment while other provide only a fixed distance of offset. The Sofmor Danek TSRH System (U.S. patent 5,282,801) provides a means to offset a screw from the rod with a single set screw yet the lateral distances are fixed.

Other types of screws, hooks and clamps have been used for attaching corrective spinal instrumenta-

tion to selected portions of the patient's spine. Examples of pedicle screws and other types of attachments are shown in U.S. patent Nos. 5,562,662, 5,498,262, 5,312,404, 5,209,752 and 5,002,542. However, many current bolt to rod connectors constrain the bolt or screw to a predetermined angle in relation to the connector when the assembly is tightened. Tightening the bolt or screw to the connector forces the bolt or screw into a position perpendicular to the connector, creating stresses on the connector and on the bone as the bolt or screw is forced into the perpendicular position.

When spinal rod systems are implanted in the sacral region of the spine, the bone screws need to allow for the variability in angulation found between the sacral and lumbar vertebrae. The bone screws also need to be able to pivot in the medial/lateral plane as well as have the ability to pivot and lock in the cephalad/caudal plane while maintaining the proper alignment between an implanted bone screw, a coupler and a rod of a spinal fixation system.

Accordingly, it is a principal object of the present invention to provide a spinal rod linkage apparatus for connecting two or more vertebral bodies in a lateral direction whereby healing of a bone graft between the vertebral bodies is enhanced.

It is another object of the present invention to provide a connector that compensates for angular misalignment, in the transverse plane between both the implanted bolt or screw and the spinal rod, and the bolt or screw and the connector in order to reduce stress on the bolt or screw when it is firmly fastened to the connector.

It is a further object of the present invention to provide a connector that allows for attachment to both the spinal rod and the implanted bone screw with only one locking mechanism.

It is another object of the present invention to provide a connector that provides for variable lateral distances between the spinal rod and the implanted pedicle screw.

SUMMARY OF THE INVENTION

The present invention is directed to a one piece connector for connecting angularly misaligned implanted pedicle screws to longitudinal spinal rods in spinal fixation systems. The one piece connector has a body portion and a leg portion that intersects the body portion at a 90° angle. The body portion includes a bore having an inside diameter and a longitudinal axis, with the longitudinal axis of the bore being positioned perpendicular to the longitudinal axis of the leg portion. The leg portion includes a slot placed through a section of the leg portion, the slot being placed along the transverse axis of the leg portion and parallel to the longitudinal axis of the leg portion. The slot intersects the bore of the body portion perpendicular to the longitudinal axis of the bore. The slot allows the one piece connector to

be securely clamped around a longitudinal spinal rod when a pedicle screw is implanted at variable distances from the longitudinal spinal rod. The one piece connector allows for angular misalignment of an implanted pedicle screw in relation to a longitudinal spinal rod and the one piece connector, and for the attachment of the one piece connector to both the longitudinal spinal rod and to the implanted pedicle screw with a single locking mechanism when the one piece connector is used in a spinal fixation system.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

A better understanding of the invention can be obtained when the detailed description of exemplary embodiments set forth below is reviewed in conjunction with the accompanying drawings, in which:

FIGURE 1 is a schematic view of a human spine with an implemented spinal fixation system using the connectors of the present invention;
 FIGURE 2 is a perspective view of a section of a spinal fixation system illustrating the connector of the present invention attaching a pedicle screw to a spinal rod;
 FIGURE 3 is a top plane view of the assembly of Fig. 2;
 FIGURE 4 is a perspective view of one embodiment of the present invention;
 FIGURE 5 is a perspective view of another embodiment of the present invention;
 FIGURE 6A is a cross-sectional view of the present invention of Fig. 4 taken along lines 6-6 showing the inner surface of the bore;
 FIGURE 6B is a cross-sectional view of the subject invention of Fig. 4 taken along lines 6-6 showing the bore tapering in a first direction;
 FIGURE 6C is a cross-sectional view of the present invention of Fig. 4 taken along lines 6-6 showing the inside surface of the bore tapering in a second direction;
 FIGURE 7 is a perspective view of the first end of the invention of Fig. 4;
 FIGURE 8 is a perspective of an alternative embodiment of the present invention;
 FIGURE 9 is a perspective view of a second alternative embodiment of the present invention;
 FIGURE 10 is a perspective view of a portion of the pedicle screw of Fig. 2 showing a locking mechanism for connecting the present invention to the implanted pedicle screw;
 FIGURE 11 is a plane view of the present invention of Fig. 2 illustrating a first range of rotation; and
 FIGURE 12 is a side plane view of the present invention of Fig. 2 illustrating a second range of rotation.

DETAILED DESCRIPTION OF INVENTION

The present invention is directed to a one piece connector 10 that is used in spinal fixation systems such as the one shown in Fig. 1. Spinal fixation systems typically include spinal rods 12 and pedicle screws 42 or bone bolts (not shown). The one piece connector 10 includes a body portion 14 and a leg portion 16 (Figs. 4 and 7). Body portion 14, in a preferred embodiment is generally cylindrical in shape with a longitudinal through bore 18 that has a longitudinal axis LA1-LA1, as shown in Fig. 5. However, body portion 14 can also have other shapes, such as for example, a spherical, oval or cubic shape. Bore 18 has a first end 20 and a second end 22 and an inside diameter D1-D1 (Fig. 6A) that in one embodiment is a constant dimension along the longitudinal axis LA1-LA1 from first end 20 to second end 22. Alternatively bore 18 can taper from a smaller inside diameter at first end 20 to a larger inside diameter D2-D2 at end 22 as shown in Fig. 6B or conversely bore 18 can taper from a larger diameter at end 20 to a smaller inside diameter D3-D3 at second end 22 as illustrated in Fig. 6C. However, in all embodiments, the inside diameter of bore 18 will be greater than an outside diameter of an appropriately sized spinal rod that is part of a spinal fixation system.

Leg portion 16 is generally a solid cylinder with a first end 24 and a second end 26 with the second end 26 intersecting the body portion 14 at a 90° angle (Fig. 7). Leg portion's 16 outer surface can be either smooth or textured. Leg portion 16 has a longitudinal axis LA2-LA2 (Fig. 5) and a transverse axis TA-TA (Fig. 7). Thus, longitudinal axis LA1-LA1 of bore 18 is positioned perpendicular to the longitudinal axis LA2-LA2 of leg portion 16. Leg portion 16 is split in two portions with a narrow slot 28, that is positioned along a transverse axis TA-TA and runs parallel to the longitudinal axis LA2-LA2 of leg portion 16 (Figs. 4 and 7). Slot 28 includes a first end 30 and a second end 32 with first end 30 intersecting bore 18 of body portion 14 perpendicular to the longitudinal axis LA1-LA1 of bore 18, at the second end 26 of leg portion 16. Slot 28 has a constant width from first end 30 to second end 32 with the width being greater than the difference between the inside diameter of bore 18 and an outside diameter of a selected spinal rod 12. The width of slot 28 creates a clamping force on spinal rod 12 when the one piece connector 10 is placed over spinal rod 12 and connected to an implanted pedicle screw 42. Alternatively, the width of slot 28 can taper from a smaller width at first end 30 to a larger width at second end 32 or conversely from a larger width at first end 30 to a smaller width at second end 32. This tapering of the width of slot 28 increases the clamping force of the one piece connector 10 on spinal rod 12 when pedicle screw 42 is connected to the one piece connector 10 at variable points along the longitudinal axis LA2-LA2 of the leg portion 16. In one embodiment, second end 32 of slot 28 of the one piece connector 10 extends

to and creates an opening in the first end 24 of leg portion 16 (Figs. 4 and 7). In a second embodiment, as shown in Fig. 5, second end 32 of slot 28 stops short of the first end 24 of leg portion 16 so as to create a solid portion at the first end 24 of leg portion 16.

Alternatively, leg portion 16 of the one piece connector can taper from a larger outside diameter at second end 26 to a smaller outside diameter at first end 24 (Fig. 8) or conversely from a larger outside diameter at first end 24 to a smaller outside diameter at second end 26 of leg portion 16 (Fig. 9). The tapering of leg portion 16 also increases the clamping force of the one piece connector 10 on the longitudinal spinal rod 12 when pedicle screw 42 is connected to the one piece connector 10 at variable points along the longitudinal axis LA2-LA2 of the leg portion 16.

As an example only, one size of the one piece connector 10 can have a leg portion 16 with a length of approximately 0.49 inches and a diameter of approximately 0.2 inches, and a body portion 14 with an outside diameter of approximately 0.3 inches and a bore 18 with a diameter of approximately 0.2 inches.

The inside diameter of bore 18 of body portion 14 allows the one piece connector 10 to slide along the longitudinal spinal rod (line L-L in Fig. 3) in order to correctly position the one piece connector in relation to the implanted pedicle screw 42. The inside diameter of bore 18 of body portion 14 also allows for a 360° rotation of the one piece connector 10 around the spinal rod 12 (line T1-T1 in Fig. 11). This rotation allows for any transverse angular misalignment between the implanted pedicle screw 42 and the spinal rod 12 when the one piece connector is secured in place. The ability of the one piece connector to compensate for this angular misalignment reduces stress on the pedicle screw 42 and reduces lateral bending of the spinal rod 12 when the pedicle screw 42 is firmly fastened to the one piece connector 10 and the connector 10 is firmly clamped to spinal rod 12. Additionally, when the one piece connector 10 is attached to the pedicle screw 42, the generally circular shape of leg portion 16 allows the pedicle screw 42 to rotate 360° around leg portion 16 prior to being mechanically locked to the one piece connector 10 (line T2-T2 in Fig. 12). This rotation allows for any transverse angular misalignment between the one piece connector 10 and the implanted pedicle screw 42 when the one piece connector is secured in place. The ability of the one piece connector 10 to compensate for this angular misalignment also reduces stress on the pedicle screw 42 and reduces lateral bending of the spinal rod 12 when the pedicle screw 42 is firmly fastened to the one piece connector 10 and the connector 10 is firmly clamped to spinal rod 12.

The one piece connector 10 also allows the pedicle screw 42 to be offset at variable lateral distances from the spinal rod 12, as shown by line V-V in Fig. 3. The pedicle screw 42 can be locked to the one piece connector 10 at various selected points between the first

and second ends 24, 26 of leg portion 16 of the one piece connector 10.

An inventive feature of the one piece connector 10 is its ability to be locked in place on both the longitudinal spinal rod 12 and the implanted pedicle screw 42 with a single locking mechanism on the pedicle screw 42. When used in a spinal fixation system, body portion 14 clamps around spinal rod 12. Pedicle screw 42 typically includes a U-shaped opening, a through bore or some other opening shaped to accommodate the one piece connector 10. Pedicle screw 42 including some form of a locking mechanism for locking the one piece connector 10 or other cylindrical member into the pedicle screw 42. Typical locking mechanisms found on pedicle screws or bone bolts include various kinds of tops or caps that include set screws or taper locking caps or a locking nut for use with bone bolts. These various locking mechanisms are known to one skilled in the art.

An example of a pedicle screw that can be used with the one piece connector is illustrated in Figs. 2 and 10. Pedicle screw 42 has a shaft portion 44 and a top portion 46 that includes a U-shaped opening 48 configured to receive the one piece connector 10. A locking cap 50 is inserted into the U-shaped opening 48 in order to clamp the one piece connector 10 into the pedicle screw 42. When the one piece connectors 10 are used in a spinal fixation system, the spinal rod 12 is placed through bore 18 of the body portion 14 of each connector and the connectors 10 are positioned along the spinal rod 12 in proper alignment with the implanted pedicle screws 42. The one piece connector 10 is angularly adjusted in order to compensate for the pedicle screws 42 that are misaligned in relation to the spinal rod 12. Head 46 of the pedicle screw 42 is positioned so that the U-shaped opening 48 is perpendicular to the longitudinal spinal rod 12. Leg portion 16 of the one piece connector 10 is placed through the U-shaped opening 48 and locking cap 50 is inserted into the U-shaped opening 48 in order to clamp the one piece connector 10 into the pedicle screw 42. As locking cap 50 is locked into place, it compresses the leg portion 16, which causes slot 28 to be compressed which causes body portion 14 of the one piece connector 10 to clamp around the spinal rod 12.

The one piece connector 10, thus provides a secure link between the spinal rod 12 and the implanted pedicle screw 42 with a single connector and a single locking mechanism. The one piece connector 10 allows the pedicle screw 44 to be clamped to the one piece connector at various angles and the one piece connector 10 to be clamped to the spinal rod 12 at various angles.

The foregoing disclosure and description of the invention are illustrative and explanatory thereof, and various changes in the details of the illustrated apparatus and construction and method of operation may be made without departing from the spirit of the invention.

Claims

1. A connector for connecting a bone fastener to a elongated spinal rod comprising:

a body portion having a longitudinal bore extending therethrough to receive an elongated spinal rod; and
a compressible leg portion extending from the body portion along an axis extending perpendicular to the longitudinal bore, the leg portion being dimensioned and configured to mount a bone fastener and facilitate relative rotation of the fastener and the leg portion about a longitudinal axis thereof.

2. A connector as recited in Claim 1, wherein the leg portion is generally cylindrical in configuration.

3. A connector as recited in any of the preceding claims, wherein the leg portion is bifurcated along the longitudinal axis thereof to define two compressible hemi-cylindrical leg portions.

4. A connector as recited in any of the preceding claims, wherein the bone fastener has a top portion having a transverse bore extending therethrough and a bottom portion for engaging bone.

5. A connector as recited in any of the preceding claims, wherein the leg portion includes a transverse slot having a first end intersecting the longitudinal bore in the body portion to define a pair of leg members, the leg portion having a first diameter when the leg members are spaced from the transverse bore in the bone fastener and a second diameter when the leg members extend through the transverse bore, the second diameter being less than the first diameter.

6. A bone fastener for securement at a location offset from the axis of an elongated spinal rod comprising:

a first portion having a transverse bore extending therethrough to receive an elongated member extending transversely from the spinal rod; a second portion depending from the first portion and configured to secure the fastener to bone; and
a locking member configured to engage the transverse bore and fix the position of the bone fastener with respect to the elongated member.

7. A bone fastener as recited in any of the preceding claims, wherein the elongated member is cylindrical in configuration.

8. A bone fastener as recited in any of the preceding

claims, wherein the transverse bore is further defined by a lower portion having a hemi-cylindrical seat defined therein for accommodating a lower portion of the elongated member.

9. A bone fastener as recited in any of the preceding claims, wherein the locking member includes a hemi-cylindrical recess in a bottom surface thereof for accommodating an upper portion of the elongated member.

10. A bone fastener as recited in any of the preceding claims, wherein the second portion includes bone threads.

11. A spinal fixation system comprising:

an elongated spinal rod;

a bone fastener having a top portion defining a transverse bore and an elongated threaded shaft portion depending from the top portion;

a connector having a body portion with a longitudinal bore extending therethrough to receive the elongated spinal rod, and a compressible leg portion extending from the body portion along an axis extending perpendicular to the longitudinal bore, the leg portion configured to extend through the transverse bore in the top portion of the bone fastener and having a cylindrical cross-section to facilitate relative rotation of the bone fastener and the leg portion about the perpendicular axis thereof; and

a locking member configured to engage the transverse bore and compress the leg portion so as to fix the position of the bone fastener with respect to the leg portion.

12. A spinal fixation system as recited in Claim 11, wherein the leg portion has a transverse slot intersecting the longitudinal bore in the body portion to define a pair of compressible leg members.

13. A connector or fastener or spinal fixation system as recited in any of the preceding claims, wherein the transverse slot in the leg portion has a second end adjacent a distal end of the leg portion.

14. A connector, fastener or spinal fixation system as recited in any of the preceding claims, wherein the transverse slot in the leg portion has a second end extending through a distal end of the leg portion.

15. A spinal fixation system comprising:

a connector including a first portion having a first opening configured to slidably and rotatably receive an elongated spinal rod, and a second portion extending from the first portion and

configured to mount a bone fastener; and
a single locking member configured to both fix
the position of the first portion relative to the
spinal rod and fix the position of the bone fastener
relative to the second portion.

5

16. A spinal fixation system as recited in Claims 15, further comprising a bone fastener having an opening defined therein for receiving the second portion of the connector.

10

17. A spinal fixation system as recited in 15 or 16, wherein the first portion defines body portion having a longitudinal bore extending therethrough and the second portion defines a cylindrical leg portion extending from the body portion.

15

18. A spinal fixation system as recited in 15, 16 or 17, wherein the leg portion has a transverse slot intersecting the longitudinal bore in the body portion to define a pair of compressible leg members such that the locking member effectuates compression of the body portion about the spinal rod as well as compression of the leg portion relative to the bone fastener.

20

25

19. A connector, fastener or spinal fixation system as recited in any of the preceding claims, wherein the transverse bore in the top portion of the bone fastener is defined by a U-shaped opening having a pair of opposed side walls and a floor, each side wall having a tapered engagement slot formed therein, the floor having a hemi-cylindrical seat defined therein for accommodating a lower leg member of the leg portion.

30

35

20. A connector, fastener or spinal fixation system as recited in any of the preceding claims, wherein the locking member includes a top portion and a bottom portion, the bottom portion having a pair of opposed tapered retention members for engaging the tapered engagement slots in the opposed side walls of the U-shaped opening, and a hemi-cylindrical recess in a bottom surface thereof for accommodating an upper leg member of the leg portion.

40

45

21. A connector, fastener or spinal fixation system as recited in any of the preceding claims, wherein the top portion of the locking member includes a pair of supplemental retention members spaced from the opposed tapered retention members.

50

22. A connector for a spinal fixation system comprising:

a first portion having an opening to receive an elongated spinal rod, the opening configured to facilitate rotation of the connector about the longitudinal axis of the spinal rod and facilitate

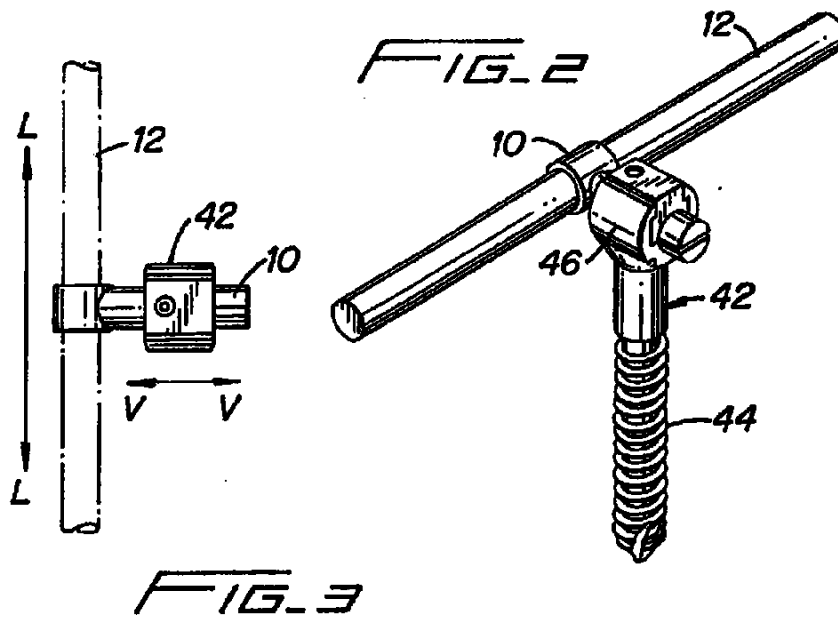
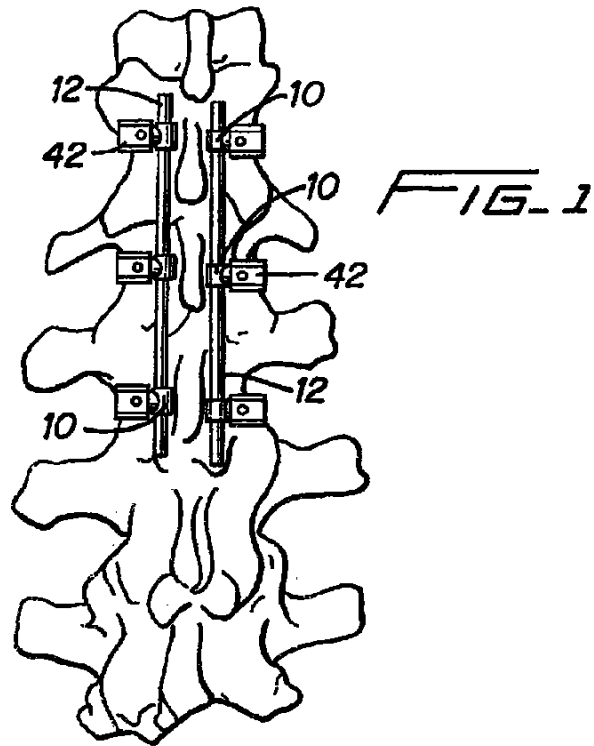
55

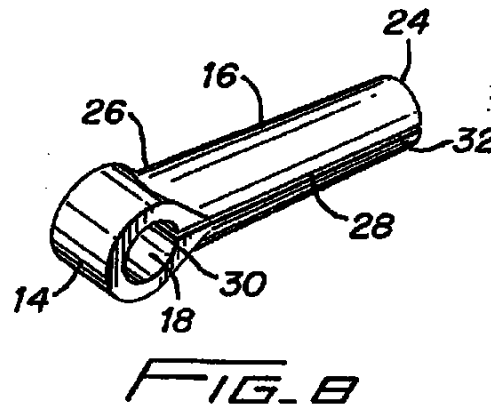
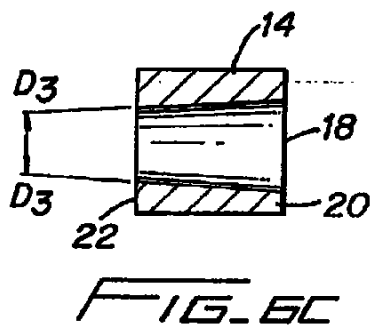
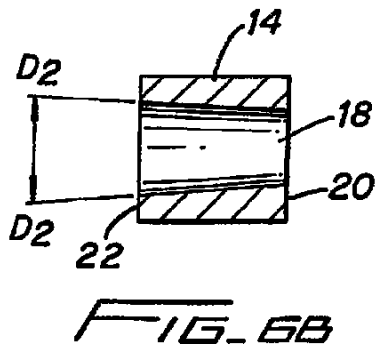
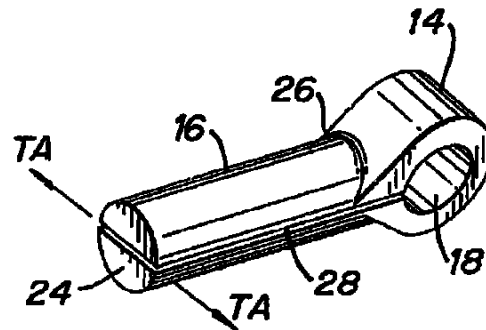
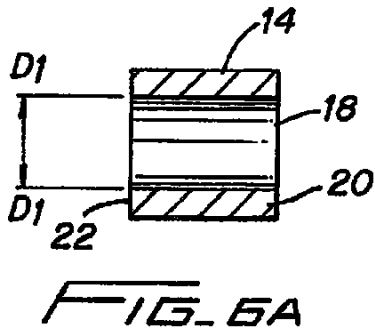
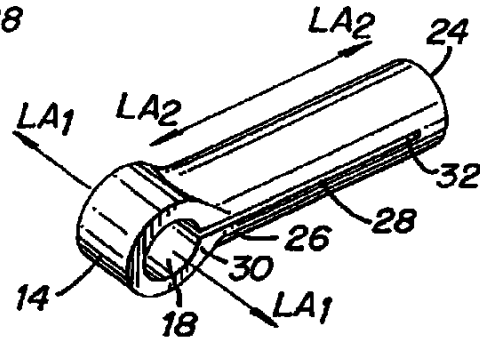
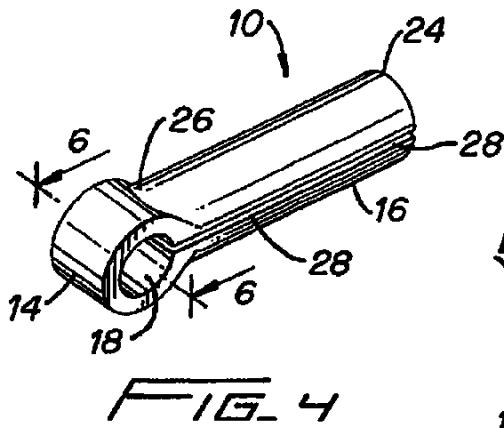
longitudinal movement of the connector along the longitudinal axis of the spinal rod; and
a second portion extending from the first portion and defining a longitudinal axis transverse to the longitudinal axis of the spinal rod, the second portion being configured to mount a bone fastener at various locations along the longitudinal axis thereof and at various angles about the longitudinal axis thereof.

23. A connector as recited in Claim 22, wherein the bone fastener has a top portion having a transverse bore therein for receiving the second portion of the connector and a bottom portion for engaging bone.

24. A connector as recited in Claim 22 or 23, wherein the second portion defines a cylindrical leg portion having a transverse slot with a first end intersecting the opening in the first portion to define a pair of leg members.

25. A connector as recited in Claim 24, wherein the transverse bore of the bone fastener is defined at least in part by a pair of opposed side walls each having a tapered engagement slot formed therein and further comprising a locking member having a pair of opposed tapered retention members for engaging the tapered engagement slots in the opposed side walls of the transverse bore.





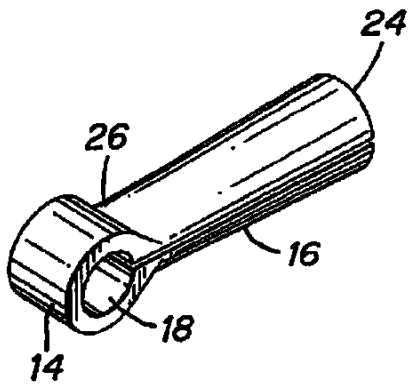


FIG. 9

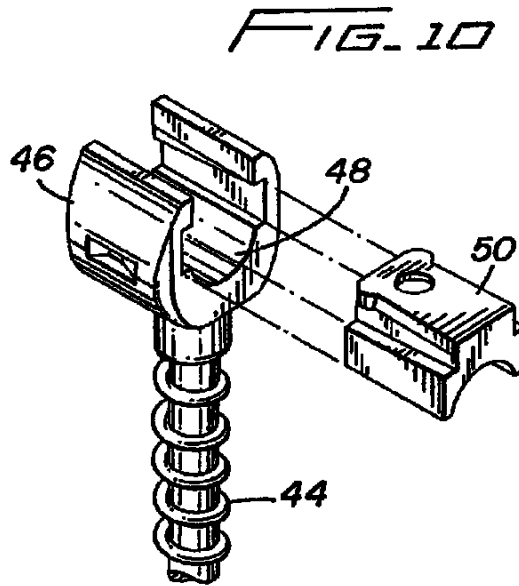


FIG. 10

FIG. 11

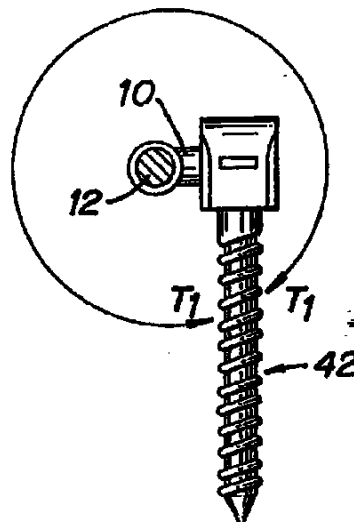
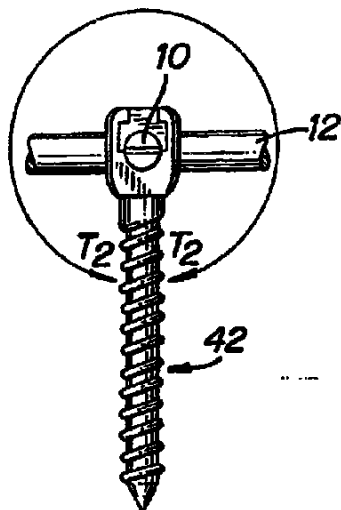


FIG. 12



European Patent
Office

EUROPEAN SEARCH REPORT

Application Number
EP 98 10 8438

DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT			
Category	Citation of document with indication, where appropriate, of relevant passages	Relevant to claim	CLASSIFICATION OF THE APPLICATION (Int.Cl.6)
X	US 5 613 968 A (C.-I.LIN) 25 March 1997	1,14,15,18	A61B17/70
A	* figure 2 * ---	11,13	
X	FR 2 731 344 A (DIMS0) 13 September 1996	1,14,15,18	
A	* figures 1-5 * ---	11,13	
X	FR 2 730 155 A (A.ALBY) 9 August 1996	1,14,15,18	
A	* figures 1-4 * ---	11,13	
X	FR 2 697 743 A (SOFAMOR) 13 May 1994	6,7,10	
Y	* figures 1-5 * ---	8,9,19-21	
Y	US 5 380 326 A (C.-I.LIN) 10 January 1995	8,9,19-21	TECHNICAL FIELDS SEARCHED (Int.Cl.6)
A	* figures 1A,3 * -----	25	
The present search report has been drawn up for all claims			A61B
Place of search THE HAGUE		Date of completion of the search 29 September 1998	Examiner Nice, P
<p>CATEGORY OF CITED DOCUMENTS</p> <p>X : particularly relevant if taken alone Y : particularly relevant if combined with another document of the same category A : technological background O : non-written disclosure P : intermediate document</p> <p>T : theory or principle underlying the invention E : earlier patent document, but published on, or after the filing date D : document cited in the application L : document cited for other reasons & : member of the same patent family, corresponding document</p>			

EPO FORM 1503 03/02 (P4/C01)

(19)



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11)

EP 1 087 711 B1

(12)

EUROPEAN PATENT SPECIFICATION

(45) Date of publication and mention
of the grant of the patent:
26.05.2004 Bulletin 2004/22

(21) Application number: **99927543.1**

(22) Date of filing: **16.06.1999**

(51) Int Cl.7: **A61B 17/70**

(86) International application number:
PCT/US1999/013510

(87) International publication number:
WO 1999/065415 (23.12.1999 Gazette 1999/51)

(54) **DEVICE FOR SECURING SPINAL RODS**

VORRICHTUNG ZUR SICHERUNG EINES WIRBELSÄULENSTABES

DISPOSITIF D'ANCRAGE D'UNE BROCHE SPINALE

(84) Designated Contracting States:
DE ES FR GB IE IT

(30) Priority: **17.06.1998 US 98927**

(43) Date of publication of application:
04.04.2001 Bulletin 2001/14

(73) Proprietor: **Howmedica Osteonics Corp.**
Mahwah, NJ 07430 (US)

(72) Inventor: **NICHOLS, David**
Trumbull, CT 06611 (US)

(74) Representative: **HOFFMANN - EITLE**
Patent- und Rechtsanwälte
Arabellastrasse 4
81925 München (DE)

(56) References cited:
US-A- 5 207 678 **US-A- 5 615 965**
US-A- 5 683 392

Note: Within nine months from the publication of the mention of the grant of the European patent, any person may give notice to the European Patent Office of opposition to the European patent granted. Notice of opposition shall be filed in a written reasoned statement. It shall not be deemed to have been filed until the opposition fee has been paid. (Art. 99(1) European Patent Convention).

EP 1 087 711 B1

cylindrical channel defined therein for accommodating an upper portion of the cylindrical spinal rod. In addition, the lower portion of the locking member preferably includes a pair of laterally opposed tapered wedges dimensioned and configured to lockingly engage a corresponding pair of laterally opposed tapered slots defined in the securement body within the upper portion of the interior cavity. The locking member also preferably includes an upper portion having laterally opposed pairs of spaced apart reception ports dimensioned and configured to lockingly engage laterally opposed pairs of spaced apart locking tabs projecting from the securement body within the second portion of the interior cavity thereof.

[0012] Because the tapered wedges of the locking member engage the slots of the reception channel linearly along the axis of the cylindrical spinal rod, the application of undesirable torsional forces to the spine normally generated during the process of tightening a conventional threaded component is avoided. Furthermore, while threaded components can loosen under cyclically applied loads commonly encountered in the spinal column, the locking member remains fixed under such conditions.

[0013] These and other features of the device disclosed herein and the method of installing the same will become more readily apparent from the following description of the drawings.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

[0014] So that those having ordinary skill in the art to which the disclosed device appertains will more readily understand how to construct and use the same, reference may be had to the drawings wherein:

Fig. 1 is a perspective view of a device for securing a cylindrical spinal rod to the spinous process constructed in accordance with a preferred embodiment of the subject disclosure;

Fig. 2 is an exploded perspective view of the device illustrated in Fig. 1 with each of the components parts thereof separated for ease of illustration;

Fig. 3 is a cross-sectional view taken along line 3-3 of Fig. 1 illustrating the interaction between a cylindrical spinal rod and the curvate head of the fastener;

Fig. 4 is a cross-sectional view taken along line 4-4 of Fig. 1 illustrating the interaction between the linear locking member and the cylindrical spinal rod; and

Fig. 5 is a perspective view of the curvate head portion of another threaded fastener constructed in accordance with the subject disclosure; and

Fig. 6 is a cross-sectional view similar to that of Fig. 3 illustrating the interaction between the cylindrical spinal rod and the head portion of the fastener illustrated in Fig. 5.

[0015] These and other features of the rod securement device disclosed herein will become more readily apparent to those having ordinary skill in the art from the following detailed description of the invention taken in conjunction with the drawings.

DETAILED DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENTS

[0016] Referring now to the drawings wherein like reference numerals identify similar structural elements of the disclosed device, there is illustrated in Fig. 1 a rod securement device constructed in accordance with a preferred embodiment of the subject disclosure and designated generally by reference numeral 10. As illustrated in Fig. 1, securement device 10 is employed in conjunction with an elongated cylindrical spinal rod 12 and is configured to secure longitudinal spinal rod 12 to the spine during a spinal stabilization procedure.

[0017] Referring now to Figs. 1 and 2, rod securement device 10 includes a fastener 14, a securement body 16 and a locking member 18. Fastener 14 includes a curvate head portion 20, a generally cylindrical neck portion 22 which depends from the curvate head portion 20, and an elongated threaded body portion 24 which depends from the cylindrical neck portion 22. The outer surface of the curvate head portion 20 is continuous and preferably includes a series of circular ridges 26 extending about the lower hemisphere thereof, adjacent the annular neck portion 22. The threads of body portion 24 are particularly adapted to securely engage bone and define a continuous helix extending about the longitudinal axis of body portion 24 from the pointed tip 28 of fastener 14 to the neck portion 22 thereof.

[0018] With continuing reference to Fig. 2, securement body 16 includes a lower body portion 30, an upper body portion 32 and an interior cavity 34. The interior cavity 34 of securement body 16 includes a lower cavity portion 36 defined within the lower body portion 30 of securement body 16 and an upper cavity portion 38 defined within the upper body portion 32 of securement body 16. The upper cavity portion 38 of interior cavity 34 has a first longitudinal axis designated "X" extending therethrough and the lower cavity portion 36 of interior cavity 34 has a second longitudinal axis designated "Y" extending therethrough which is perpendicular to the longitudinal axis of the upper cavity portion 38.

[0019] As best seen in Figs 3 and 4, the lower cavity portion 36 of interior cavity 34 forms a seat for accommodating the curvate head portion 20 of fastener 14. More particularly, the lower cavity portion 36 of the interior cavity 34 of securement body 16 includes a curved surface area 40 configured for registration with the lower hemisphere of the curvate head portion 20, i.e., the section of curvate head portion 20 bearing circular ridges 26. Those skilled in the art will readily appreciate that the circular ridges provide an enhanced gripping area for the head portion 20. The curved surface area 40 of

interior cavity 34 is designed to permit the selective orientation of the longitudinal axis of the threaded body portion 24 of fastener 14 relative to the longitudinal axis "Y" of the lower cavity portion 36 of interior cavity 34, as will be described in greater detail hereinbelow.

[0020] Referring back to Fig. 2, an annular channel 45 is formed in the lower body portion 30 of securement body 16 within the lower cavity portion 36 of the interior cavity 34 above the curved surface area 40 thereof. Annular channel 45 is configured to accommodate a split retaining ring 42 which is dimensioned to circumscribe the upper hemisphere of the curvate head portion 20 of fastener 14 (see Figs. 3 and 4). When the lower hemisphere of the curvate head portion 20 of fastener 14 is in registration with the curved surface area 40 of interior cavity 34, retaining ring 42 positively retains the fastener 14 therein.

[0021] The upper cavity portion 38 of interior cavity 34 is defined in part by a hemi-cylindrical passageway 44 which intersects a region of the lower cavity portion 36 of interior cavity 34 above annular channel 45. Passageway 44 is configured to accommodate the lower hemi-cylindrical portion of spinal rod 12 and is dimensioned such that when spinal rod 12 extends through securement body 16, spinal rod 12 and curvate head portion 20 are in abutting contact at a location lying on the longitudinal axis of the lower cavity portion 36 of interior cavity 34, as illustrated in Figs. 3 and 4. Moreover, at such a time a horizontal plane which extends tangent to the upper surface of the curvate head portion 22 is coplanar with a horizontal plane which extends tangent to the lower surface of the spinal rod 12.

[0022] Securement device 10 further includes a locking member 18 dimensioned and configured to linearly engage the upper cavity portion 38 of interior cavity 34 along the longitudinal axis "X" of the upper cavity portion 38 to positively secure the axial position of the securement body 16 with respect to spinal rod 12. Furthermore, when locking member 18 is linearly engaged in the upper cavity portion 38 of interior cavity 34, spinal rod 12 is urged against the curvate head portion 20 of fastener 14 in such a manner so as to fix the selected orientation of the longitudinal axis of the threaded body portion 24 of fastener 14. More particularly, locking member 18 includes a lower body portion 50 having a hemi-cylindrical channel 52 extending therethrough for accommodating the upper hemi-cylindrical portion of spinal rod 12 extending through the upper cavity portion 38 of interior cavity 34.

[0023] In addition, locking member 18 includes a locking mechanism in the form of a pair of laterally opposed tapered wedges 54 and 56 depending from either side of the lower body portion 50 of locking member 18 for engaging a corresponding pair of laterally opposed tapered slots 64 and 66 formed in the upper body portion 32 of securement body 16 within the upper cavity portion 38 of interior cavity 34. The tapered wedges 54, 56 and corresponding tapered slots 64, 66 employ inwardly an-

gled sloping locking surfaces to effect positive engagement therebetween. An indicator arrow designated by reference numeral 68 is provided on the exterior surface of the upper body portion 32 of securement body 16 to indicate the proper direction in which to linearly engage locking member 18 in the upper cavity portion 38.

[0024] With continuing reference to Fig. 2 in conjunction with Figs. 3 and 4, the upper body portion 72 of locking member 18 further includes a secondary securement mechanism consisting of laterally opposed paired retention ports 82, 84 and 86, 88. Laterally opposed retention ports 82 and 86 are disposed adjacent the leading end of locking member 18 while laterally opposed retention ports 84 and 88 are disposed adjacent the trailing end of locking member 18. The paired retention ports are dimensioned and configured to receive and securely retain corresponding paired engagement tabs 92, 94 and 96, 98 which project into the upper cavity portion 38 from the upper body portion 32 of securement body 16.

[0025] As best seen in Fig. 2, the interior surfaces of the side walls 32a and 32b of upper body portion 32 include curved recess 102a and 102b, respectively, for accommodating the passage of the curvate head portion 20 of fastener 14 when the fastener is inserted into the securement body 16 to seat the curvate head portion 20 within the lower cavity portion 36 of interior cavity 34.

[0026] Referring now to Figs. 3 and 4, during a spinal stabilization procedure, prior to engagement of the spinal rod 12 with the securement body 16 of securement device 10, the threaded fastener 14 is inserted into the interior cavity 34 of securement body 16 such that the curvate head portion 22 passes through curved recesses 102a and 102b and registers with curved surface area 40 defined within the lower cavity portion 36 of interior cavity 34. Thereupon, the split retaining ring 42 is inserted into the annular channel 45 formed within the lower cavity portion 36 to positively retain threaded fastener 14 therein.

[0027] At such a time, the curvate head portion 22 of threaded fastener 14 is free to pivot within its seat in the lower cavity portion 36 about the longitudinal axis "Y" which extends therethrough. Consequently, the threaded body portion 24 of threaded fastener 14 may be selectively oriented at a desirable angle with respect to the longitudinal axis of the spinal rod 12 with which it is to become associated. Once the desired orientation of the threaded fastener 14 has been established, it is secured in place using conventional surgical instrumentation. At such a time, the securement body 16 is pivoted relative to the curvate head portion 22 of threaded fastener 14 so that the cylindrical rod 12 is received within passageway 44. Thereupon, the cylindrical spinal rod 12 and the curvate head portion 22 of threaded fastener 14 are in abutting contact at a location lying on the longitudinal axis of the lower cavity portion 36 of interior cavity 34.

[0028] Then, locking member 18 is linearly inserted into the upper cavity portion 38 of interior cavity 34 in the direction shown by indicator arrow 68 such that lat-

erally opposed tapered wedges 54 and 56 depending from either side of the lower body portion 50 of locking member 18 engage the laterally opposed tapered slots 64 and 66 formed in the upper body portion 32 of securement body 16. Provisional locking of the locking member 18 within the upper cavity portion further 38 is provided by the engagement of the laterally opposed paired retention ports 82, 84 and 86, 88 formed in the upper body portion 72 of locking member 18 with the corresponding paired engagement tabs 92, 94 and 96, 98 which project into the upper cavity portion 38 from the interior surfaces of the side walls 32a and 32b of securement body 16. This provisional locking maintains the locking member 18 in place until it is finally locked upon engagement of the tapered wedges 54, 56 and tapered slots 64, 66.

[0029] Once the locking member 18 has been fully engaged in upper cavity portion 38, the geometric configuration and dimensional characteristics thereof function to urge the cylindrical spinal rod 12 into close approximation with the curvate head portion 22 of threaded fastener 14. In essence, linear engagement of the locking member 18 along the longitudinal axis of cylindrical spinal rod 12 compresses the entire mechanical construct so that the relative position of the longitudinal spinal rod 12 and the curvate head portion 22 becomes fixed, as does the relative position of the curvate head portion 22 and the curved surface 40 of lower cavity portion 36.

[0030] Referring now to Figs 5 and 6, there is illustrated another threaded fastener constructed in accordance with the subject disclosure and designated generally by reference numeral 114. Threaded fastener 114 includes a curvate head portion 122 which has a discontinuous curvate surface. More particularly, the curvate head portion 122 of threaded fastener 114 is defined by a curvate upper polar region 122a, four circumferentially spaced apart longitudinal arc portions 122b through 122e, and a curvate lower polar region 122f which includes a series of circular ridges 126 for interacting with the curved seating surface 40 defining the lower cavity portion 36 of securement body 16. The construction of the curvate head portion 122 of threaded fastener 114 facilitates placement as the tool can more easily grip the head of the shaft for driving or adjusting the fastener. As best seen in Fig. 6, in operation, the cylindrical spinal rod 16 is in abutting contact with the curvate upper polar region 122a of the curvate head portion 122 of threaded fastener 114. Although the device disclosed herein has been described with respect to preferred embodiments, it is apparent that modifications and changes can be made thereto without departing from the scope of the claims.

Claims

1. A device (10) for securing a spinal rod (12) to the spine comprising:

- a) a fastener (14;114) having a head portion (20; 122);
- b) a securement body (16) having an interior cavity (34) including a first portion (36) having a first axis (y) and configured to accommodate the head portion (20) of the fastener (14;114) and a second portion (38) having a second axis (x) and configured to accommodate a spinal rod (12); and
- c) a locking member (18),

characterized in that the locking member (18) is configured to be linearly inserted without rotation into and engage the second portion (38) of the interior cavity (34) of the securement body (16) along the axis (x) thereof in such a manner as to secure the relative position of the spinal rod (12) and the head portion (20; 122) of the fastener (14; 114).

2. A device as recited in any preceding claim, wherein the head portion (20; 12d2) is curvate in configuration.
3. A device as recited in claim 2, wherein the curvate head portion (20) of the fastener defines a continuous curvate surface.
4. A device as recited in claim 2, wherein the curvate head portion (122) of the fastener defines a discontinuous curvate surface.
5. A device as recited in any preceding claim, wherein the spinal rod (12) and head portion (20; 122) are positioned in contact with one another within the interior cavity (34).
6. A device as recited in any preceding claim, wherein the first axis (y) extends perpendicular to the second axis (x).
7. A device as recited in any preceding claim, wherein the head portion (20; 122) and the spinal rod (12) contact at a location aligned with the first axis (y).
8. A device as recited in claim 2, wherein the first portion (36) of the interior cavity (34) includes a curvate seat (40) configured to register with the curvate head portion (20; 122) of the fastener (14; 114).
9. A device as recited in any preceding claim, wherein the first portion (36) of the interior cavity (34) of the securement body (16) includes an annular retention channel (45) for accommodating a retaining ring (42) in a position circumscribing the head portion (20; 122) of the fastener (14; 114).

10. A device as recited in claim 9, further comprising a

split retaining ring (42) dimensioned and configured for reception within the annular retention channel (45) in the first portion (36) of the interior cavity (34) of the securement body (16).

11. A device as recited in any preceding claim, wherein the locking member (18) includes a lower portion (50) having a channel (52) defined therein for accommodating an upper portion of the spinal rod (12).

12. A device as recited in claim 11, wherein the lower portion (50) of the locking member (18) includes a pair of laterally opposed tapered wedges (54, 56) dimensioned and configured to lockingly engage a corresponding pair of laterally opposed tapered slots defined in the securement body (18) within the second portion (38) of the interior cavity (34).

13. A device as recited in any preceding claim, wherein the locking member (18) includes an upper portion (72) having laterally opposed pairs of spaced apart reception ports (82, 84, 86, 88) dimensioned and configured to lockingly engage laterally opposed pairs of spaced apart locking tabs (92, 94, 96, 98) projecting from the securement body within the second portion (38) of the interior cavity.

14. A device as recited in any preceding claim, wherein the first portion (36) of the interior cavity (34) defines a seat (40) for accommodating the head portion (20; 122) of the head fastener (14; 114) in such a manner so as to permit the pivotal movement thereof relative to the first axis (y), and the second portion defines an elongate channel to accommodate a spinal rod (12).

15. A device as recited in any preceding claim, wherein

a) the fastener (14; 114) has a curvate head portion (20; 122) and an elongated threaded body portion (24) depending from the curvate head portion (20; 122) and having a longitudinal axis extending therethrough;

b) the first portion (36) of the interior cavity (34) defines a curvate seat (40) for accommodating pivotal movement of the curvate head portion (20; 122) in such a manner so as to permit selective orientation of the longitudinal axis of the threaded body portion (24) of the fastener (14; 114) relative to the first axis (y), and the second axis (x) extends perpendicular to the first axis (y) and defines an elongate channel to accommodate a cylindrical spinal rod (12) in such a manner so that the cylindrical spinal rod (12) and the curvate head portion (20; 122) are contact with one another at a location aligned with the first axis (y); and

c) the locking member (18) is configured in such a manner so as to fix the selected orientation of the longitudinal axis of the threaded body portion (24) of the fastener (14; 114) relative to the first axis (y).

Patentansprüche

1. Vorrichtung (10) zum Befestigen eines Wirbelsäulenstabs (12) an der Wirbelsäule, umfassend:

- a) einen Verbinder (14; 114) mit einem Kopfteil (20; 122);
- b) einen Befestigungskörper (16) mit einem inneren Hohlraum (34), umfassend einen ersten Abschnitt (36), der eine erste Achse (y) besitzt und dazu ausgelegt ist, den Kopfteil (20) des Verbinders (14; 114) aufzunehmen; und einen zweiten Abschnitt (38), der eine zweite Achse (x) besitzt und dazu ausgelegt ist, einen Wirbelsäulenstab (12) aufzunehmen; und
- c) ein Verriegelungselement (18),

dadurch gekennzeichnet, dass das Verriegelungselement (18) dazu ausgelegt ist, in den zweiten Abschnitt (38) des inneren Hohlraums (34) des Befestigungskörpers (16) längs von dessen Achse (x) ohne Rotation linear in einer solchen Weise eingeführt zu werden, dass es die relative Position des Wirbelsäulenstab (12) und des Kopfteils (20; 122) des Verbinders (14; 114) sichert.

2. Vorrichtung gemäß einem der vorstehenden Ansprüche, wobei der Kopfteil (20; 122) eine gekrümmte Konfiguration hat.

3. Vorrichtung gemäß Anspruch 2, wobei der gekrümmte Kopfteil (20) des Verbinders eine kontinuierliche Krümmungsoberfläche definiert.

4. Vorrichtung gemäß Anspruch 2, wobei der gekrümmte Kopfteil (122) des Verbinders eine diskontinuierliche Krümmungsoberfläche definiert.

5. Vorrichtung gemäß einem der vorstehenden Ansprüche, wobei der Wirbelsäulenstab (12) und der Kopfteil (20; 122) innerhalb des inneren Hohlraums (34) in Kontakt zueinander positioniert sind.

6. Vorrichtung gemäß einem der vorstehenden Ansprüche, wobei die erste Achse (y) sich orthogonal zur zweiten Achse (x) erstreckt.

7. Vorrichtung gemäß einem der vorstehenden Ansprüche, wobei der Kopfteil (20, 122) und der Wirbelsäulenstab (12) sich an einer Stelle berühren, die zur ersten Achse (y) ausgerichtet ist.

8. Vorrichtung gemäß Anspruch 2, wobei der erste Bereich (36) des inneren Hohlraums (34) eine gekrümmte Aufnahme (40) beinhaltet, die dafür ausgelegt ist, zum gekrümmten Kopfteil (20; 122) des Verbinders (14; 114) zu passen.

5

9. Vorrichtung gemäß einem der vorstehenden Ansprüche, wobei der erste Abschnitt (36) des inneren Hohlraums (34) des Befestigungskörpers (16) einen ringförmigen Rückhaltekanal (45) zum Aufnehmen eines Rückhalterings (42) in einer Position beinhaltet, welche den Kopfteil (20; 122) des Verbinders (14; 114) umschreibt.

10

10. Vorrichtung gemäß Anspruch 9, weiterhin umfassend einen geteilten Rückhaltering (42), der zur Aufnahme in den ringförmigen Rückhaltekanal (45) im ersten Abschnitt (36) des inneren Hohlraums (34) des Befestigungskörpers (16) dimensioniert und konfiguriert ist.

15

20

11. Vorrichtung gemäß einem der vorstehenden Ansprüche, wobei das Verriegelungselement (18) einen unteren Abschnitt (50) aufweist, der darin einen Kanal (52) zum Aufnehmen eines oberen Abschnitts des Wirbelsäulenstabes (12) definiert hat.

25

12. Vorrichtung gemäß Anspruch 11, wobei der untere Abschnitt (50) des Verriegelungselements (18) ein Paar von seitlich entgegengesetzten abgeschrägten Keilen (54, 56) beinhaltet, die dafür dimensioniert und konfiguriert sind, in verriegelnden Eingriff mit einem entsprechenden Paar von seitlich entgegengesetzten abgeschrägten Schlitten zu kommen, die im Befestigungskörper (18) innerhalb des zweiten Bereichs (38) des inneren Hohlraums (34) definiert sind.

30

35

13. Vorrichtung gemäß einem der vorstehenden Ansprüche, wobei das Verriegelungselement (18) einen oberen Bereich (72) mit seitlich entgegengesetzten Paaren von voneinander beabstandeten Aufnahmeöffnungen (82, 84, 86, 88) beinhaltet, die dimensioniert und konfiguriert sind, um in verriegelnden Eingriff mit seitlich entgegengesetzten Paaren von voneinander beabstandeten Verriegelungslaschen (92, 94, 96, 98) zu kommen, die aus dem Befestigungskörper innerhalb des zweiten Abschnitts (38) des inneren Hohlraums vorragen.

40

45

50

14. Vorrichtung gemäß einem der vorstehenden Ansprüche, wobei der erste Abschnitt (35) des inneren Hohlraums (34) eine Aufnahme (40) zum Aufnehmen des Kopfteils (20; 122) des Kopfverbinders (14; 114) in solcher Weise definiert, dass er seine schwenkbare Bewegung relativ zur ersten Achse (y) gestattet und der zweite Bereich einen Längskanal zur Aufnahme eines Wirbelsäulenstabes (12)

55

definiert.

15. Vorrichtung gemäß einem der vorstehenden Ansprüche, wobei

a) der Verbinder (14; 114) einen gekrümmten Kopfteil (20; 122) und einen länglichen Gewindekörper (24) aufweist, der vom gekrümmten Kopfteil (20; 122) herabhängt und eine sich dort hindurch erstreckende Längsachse aufweist;

b) der erste Abschnitt (36) des inneren Hohlraums (34) eine gekrümmte Aufnahme (40) zum Aufnehmen der schwenkbaren Bewegung des gekrümmten Kopfteils (20; 122) in solcher Weise definiert, dass er eine selektive Orientierung der Längsachse des Gewindekörpers (24) des Verbinders (14; 114) relativ zur ersten Achse (y) gestattet und die zweite Achse (x) sich orthogonal zur ersten Achse (y) erstreckt und einen Längskanal definiert zur Aufnahme eines zylindrischen Wirbelsäulenstabes (12) in solcher Weise, dass der zylindrische Wirbelsäulenstab (12) und der gekrümmte Kopfteil (20; 122) in Kontakt zueinander an einer Stelle sind, die zur ersten Achse (y) ausgerichtet ist; und

c) das Verriegelungselement (18) in solcher Weise konfiguriert ist, dass es die gewünschte Orientierung der Längsachse des Gewindekörpers (24) des Verbinders (14; 114) relativ zur ersten Achse (y) festlegt.

Revendications

1. Un dispositif (10) pour fixer une broche spinale (12) à la colonne vertébrale, comprenant :

a) un dispositif de fixation (14, 114) ayant une partie de tête (20, 122) ;

b) un corps de fixation (16) ayant une cavité intérieure (34) comprenant une première partie (36) ayant un premier axe (y) et une configuration permettant de recevoir la partie de tête (20) du dispositif de fixation (14, 114) et une deuxième partie (38) ayant un second axe (x) et une configuration permettant de recevoir une broche spinale (12) ;

et

c) un élément de blocage (18),

caractérisé en ce que l'élément de blocage (18) est configuré pour être inséré linéairement sans rotation et vient embrayer la deuxième partie (38) de la cavité intérieure (34) du corps de fixation (16) le long de son axe (x) de façon à fixer la position relative de la broche spinale (12) et la partie de tête

- (20, 122) du dispositif de fixation (14, 114).
2. Un dispositif selon la revendication précédente, dans lequel la partie de tête (20, 122) a une configuration incurvée. 5
 3. Un dispositif selon la revendication 2, dans lequel la partie de tête incurvée (20) du dispositif de fixation définit une surface incurvée continue. 10
 4. Un dispositif selon la revendication 2, dans lequel la partie de tête incurvée (122) du dispositif de fixation définit une surface incurvée discontinue.
 5. Un dispositif selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel la broche spinale (12) et la partie de tête (20, 122) sont en contact l'une avec l'autre dans la cavité intérieure (34). 15
 6. Un dispositif selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le premier axe (y) s'étend perpendiculairement au deuxième axe (x). 20
 7. Un dispositif selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel la partie de tête (20, 122) et la broche spinale (12) viennent en contact au niveau d'un emplacement aligné avec le premier axe (y). 25
 8. Un dispositif selon la revendication 2, dans lequel la première partie (36) de la cavité intérieure (34) comprend un siège incurvé (40) configuré pour être complémentaire de la partie de tête incurvée (20, 122) du dispositif de fixation (14, 114). 30
 9. Un dispositif selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel la première partie (36) de la cavité intérieure (34) du corps de fixation (16) inclue un canal de rétention annulaire (45) pour recevoir une bague de retenue (42) dans une position entourant la partie de tête (20, 122) du dispositif de fixation (14, 114). 35
 10. Un dispositif selon la revendication 9, comprenant, en outre, une bague de retenue fendue (42) dimensionnée et configurée pour être reçue dans le canal de rétention annulaire (45) dans la première partie (36) de la cavité intérieure (34) du corps de fixation (16). 40
 11. Un dispositif selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel l'élément de blocage (18) comprend une partie inférieure (50) ayant un canal (52) défini dans celle-ci pour recevoir une partie supérieure de la broche spinale (12). 45
 12. Un dispositif selon la revendication 11, dans lequel la partie inférieure (50) de l'élément de blocage (18) 50

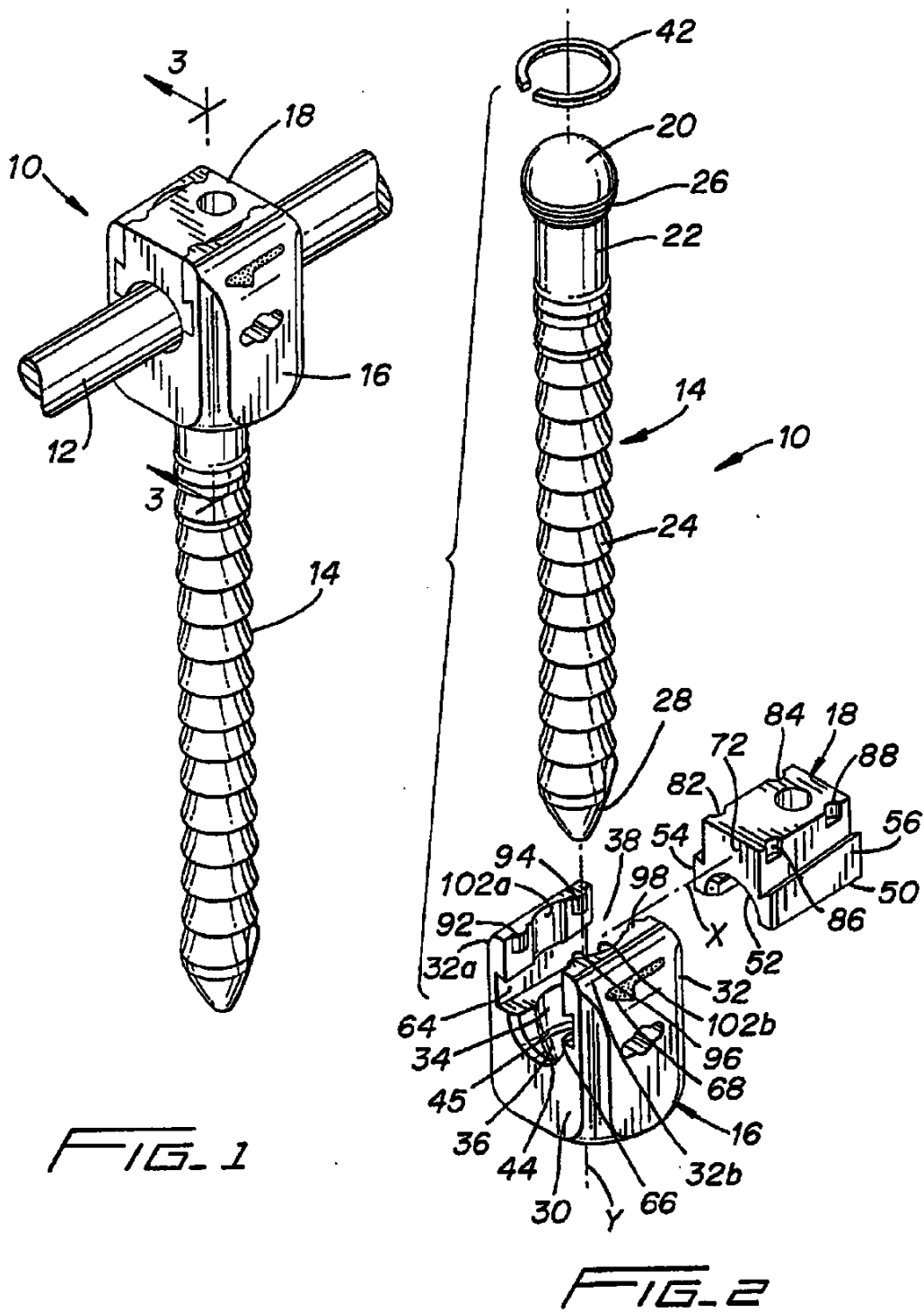
comprend une paire de coins effilés latéralement opposés (54, 56), dimensionnés et configurés pour venir en prise de blocage avec une paire correspondante de fentes effilées latéralement opposées, définies dans le corps de fixation (18) au niveau de la deuxième partie (38) de la cavité intérieure (34).

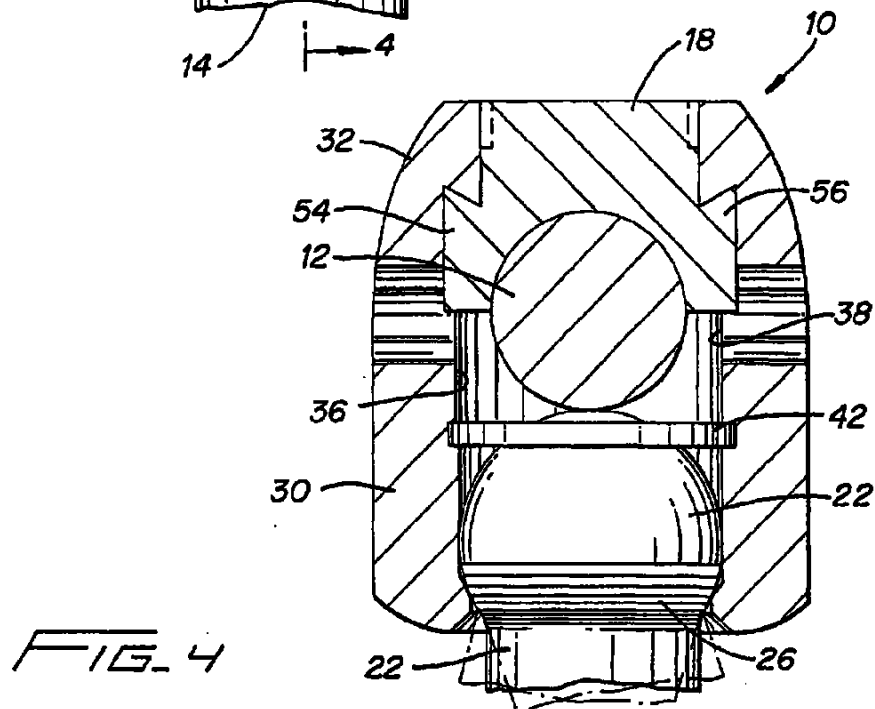
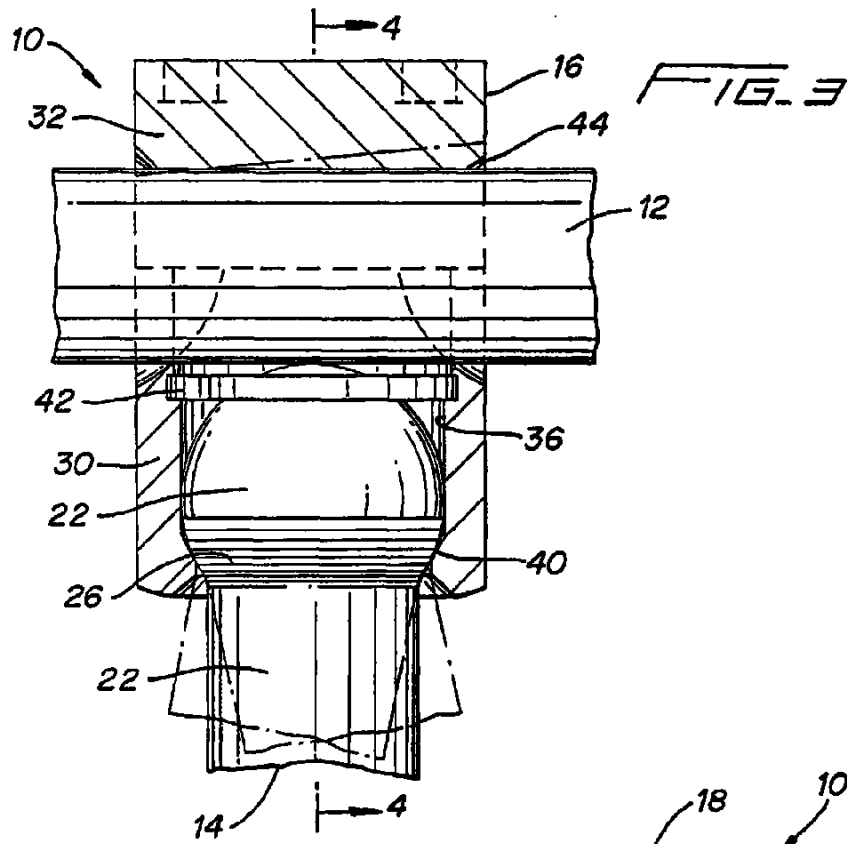
13. Un dispositif selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel l'élément de blocage (18) comprend une partie supérieure (72) ayant des paires latéralement opposées d'orifices de réception espacés (82, 84, 86, 88), dimensionnées et configurées pour venir en prise de blocage avec des paires latéralement opposées de pattes de blocage espacées (92, 94, 96, 98) faisant saillie à partir du corps de fixation dans la deuxième partie (38) de la cavité intérieure. 55
14. Un dispositif selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel la première partie (36) de la cavité intérieure (34) définit un siège (40) pour recevoir la partie de tête (20, 122) du dispositif de fixation de tête (14, 114) de façon à permettre son mouvement de pivotement par rapport au premier axe (y), et la deuxième partie définit un canal allongé pour recevoir une broche spinale (12).
15. Un dispositif selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel :

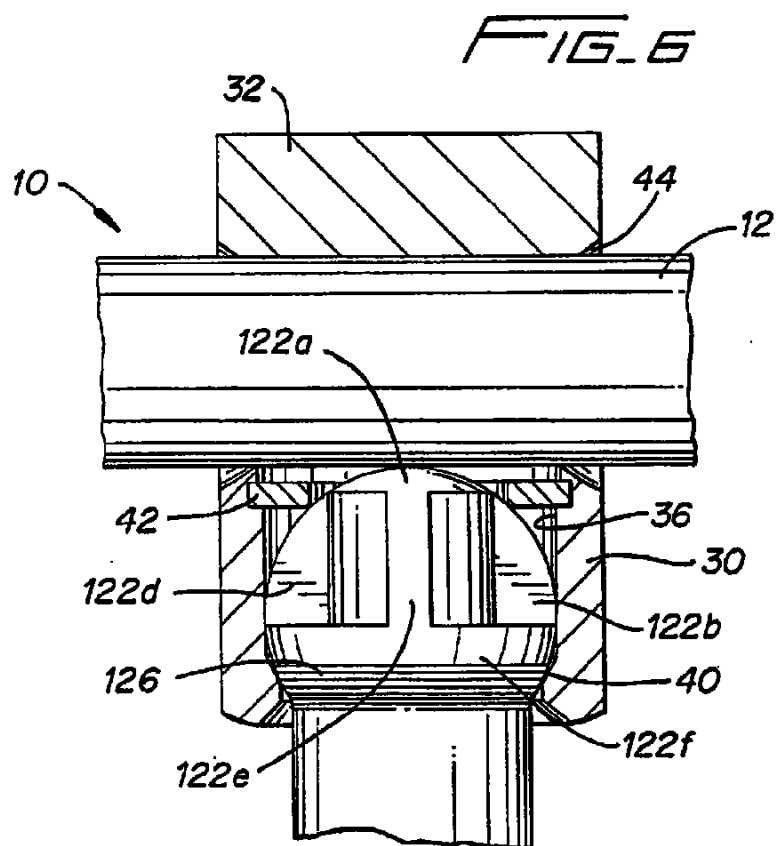
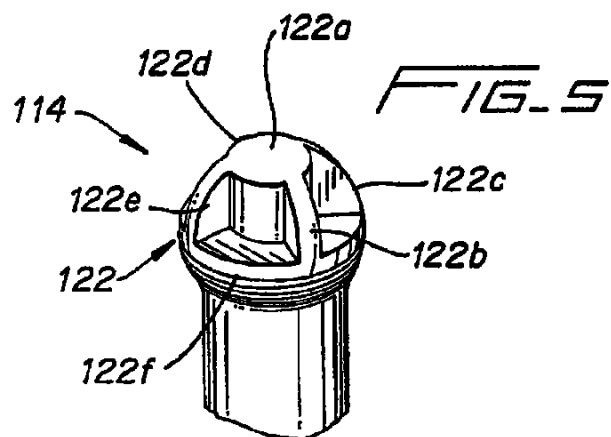
a) le dispositif de fixation (14, 114) présente une partie de tête incurvée (20, 122) et une partie de corps filetée allongée (24), dépendant de la partie de tête incurvée (20, 122) et ayant un axe longitudinal s'étendant au travers ;

b) la première partie (36) de la cavité intérieure (34) définit un siège incurvé (40) pour recevoir le mouvement de pivotement de la partie de tête incurvée (20, 122) de façon à permettre une orientation sélective de l'axe longitudinal de la partie de corps filetée (24) du dispositif de fixation (14, 114) par rapport au premier axe (y), et le deuxième axe (x) s'étend perpendiculairement au premier axe (y) et définit un canal allongé pour recevoir une broche spinale cylindrique (12) de façon que la broche spinale cylindrique (12) et la partie de tête incurvée (20, 122) soient en contact l'une avec l'autre en un emplacement aligné avec le premier axe (y) ; et

c) l'élément de blocage (18) est configuré de façon à fixer l'orientation choisie de l'axe longitudinal de la partie de corps filetée (24) du dispositif de fixation (14, 114) par rapport au premier axe (y).









(12) **EUROPEAN PATENT APPLICATION**

(43) Date of publication:
02.04.2003 Bulletin 2003/14

(51) Int Cl.7: **A61B 17/70**

(21) Application number: **03000024.4**

(22) Date of filing: **08.05.1998**

(84) Designated Contracting States:
DE ES FR GB IT

• **Nichols, David**
Memphis, Tennessee 38111 (US)

(30) Priority: **15.05.1997 US 856916**

(74) Representative: **HOFFMANN - EITL**
Patent- und Rechtsanwälte
Arabellastrasse 4
81925 München (DE)

(62) Document number(s) of the earlier application(s) in
accordance with Art. 76 EPC:
98108437.9 / 0 878 170

(71) Applicant: **Howmedica Osteonics Corp.**
Allendale, New Jersey 07401-1677 (US)

Remarks:

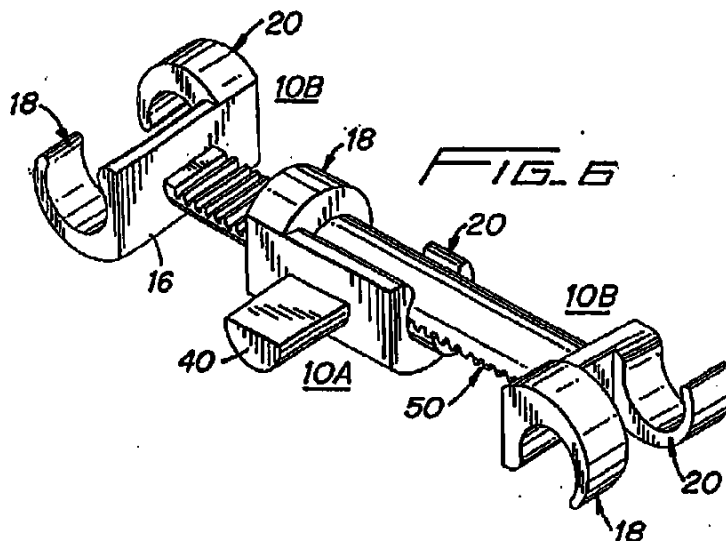
This application was filed on 03 - 01 - 2003 as a
divisional application to the application mentioned
under INID code 62.

(72) Inventors:
• **Lin, Chih-I**
Diamond Bar, California 10765 (US)

(54) **Transverse spinal rod connector clip**

(57) A spinal fixation system comprising: a first clip body (10B) having a pair of opposed spaced apart arcuate rod engaging hooks (18,20) depending from a first side thereof for engaging a first elongated spinal rod, and a transverse connector extending laterally from a second side thereof; a second clip body (10B) having a pair of opposed spaced apart arcuate rod engaging

hooks (18,20) depending from a first side thereof for engaging a second elongated spinal rod, and a transverse connector extending laterally from a second side thereof and a fastener (10A) for securing the transverse connector of the first elongated clip body and the transverse connector of the second elongated clip body to one another.



Description

BACKGROUND OF THE INVENTION

1. Field of the Invention

[0001] The present invention relates to implantable spinal fixation systems for the surgical treatment of spinal disorders. More particularly, this invention relates to a transverse rod connector clip for connecting cylindrical rods to each other.

2. Background of the Invention

[0002] For years doctors attempted to restore stability to the spine by fusion (arthrodesis) of the problem area. This treatment yielded marginal results due to the inherently flexible spinal column. Over the past ten years spinal implant systems have been developed to add stability to the spine to enhance the arthrodesis rates. Such systems often include spinal instrumentation having connective structures such as a pair of plates and/or rods which are placed on opposite sides of the portion of the spinal column which is intended to be fused. These spinal systems consist of screws and hooks for segmental attachment to the spine and longitudinal rods connected to screws or hooks. These components provide the necessary stability both in tension and compression yet yield minimal torsional control.

[0003] It has been found that when a pair of spinal rods are fastened in parallel on either side of the spinous process, the assembly can be significantly strengthened by using at least one additional rod to horizontally bridge the pair of spinal rods. Across brace assembly is disclosed in U.S. Pat. No. 5,084,049. Devices such as these commonly consist of a threaded rod for providing the desired lateral support. The threaded rod is fastened to each of the spinal rods by dampers located on each end of the threaded rod. However, this configuration is bulky and can cause irritation of the patient's back muscles and other tissue which might rub against the device. Across brace assembly that fits closer to the spine, preferably in the same general plane as the vertical spinal rods, would reduce the complications associated with bulkier devices.

[0004] Most existing transverse connectors consist of rods, plates, and bars linked to the longitudinal rods by coupling mechanisms with set screws, nuts, or a combination of each. These connectors require several components and instruments to build the constructs. Each additional component or instrument required to assemble the connectors adds to the "fiddle factor" of the surgical technique. Examples of these transverse connectors include Transverse Link Device (DLT) and Crosslink manufactured by Sofamor Danek, Trans-Connector manufactured by Synthes, and Modular Cross Connector and Transverse Rod Connector (TRC) manufactured by AcroMed.

[0005] Telescopic rod to rod couplers for use in a spinal implant systems have also been described. Prior to the locking member being engaged, the telescoping sections may be easily slid past their extremes and out of engagement with one another. While this is a convenient method of connecting and disconnecting the coupler sections, it can be inconvenient during surgery if the sections accidentally disengage. U.S. Patent No. 5,275,600 describes a telescopic rod to rod coupler in which the telescopic rod sections are assembled together using a 180 degree twisting motion. This is designed to minimize the risk of the rod sections accidentally disconnecting during the implant procedure.

[0006] Presently available spinal fixation systems frequently require careful alignment of the hardware used to connect the components of the spinal instrumentation with each other. A need has thus arisen for improved rod connectors to transversely connect spinal rods without requiring additional manipulation of the spinal instrumentation and to minimize the use of pedicle screws while at the same time reducing requirements to assemble small pieces of hardware during the surgical procedure.

SUMMARY OF THE INVENTION

[0007] The present invention is directed to transverse connector clips for connecting cylindrical rods in spinal fixation systems. The transverse connector clips of the present invention have a clip body with a first side and a second side. The first side of the clip body has a longitudinal axis and a pair of mirror image hemi-cylindrical shells. The hemi-cylindrical shells each have an inner diameter that is slightly smaller than the outer diameter of the cylindrical spinal rod. The clip body is shaped to allow the hemi-cylindrical shells to spread around the cylindrical rod when it is inserted between the hemi-cylindrical shells. The deflection of the hemi-cylindrical shells and the inner shell diameter allow the clip body to securely damp on the cylindrical spinal rod, placing the inserted cylindrical rod at a 90° angle relative to the longitudinal axis of the clip body.

[0008] The transverse connector clips of the present invention can be used to transversely connect spinal rods without requiring additional manipulation of the spinal instrumentation. Because the clips of the present invention do not require any additional locking mechanism, they reduce the assembly of small pieces of hardware during the surgical procedure.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

[0009]

Figure 1 is a top perspective view of one embodiment of a transverse connector clip of the present invention;

Figure 2 is a perspective view of one embodiment

of the transverse connector clip of the present invention with a short, laterally extending bar;

Figure 3 is a top perspective view of another embodiment of a transverse connector clip of the present invention with a laterally extending bar having a plurality of vertical teeth;

Figure 4 is a bottom perspective view of the invention clip of Fig. 3;

Figure 5 is a perspective view of a pair of the connecting transverse connector clips of Figure 3;

Figure 6 is a perspective view of the clip of Fig. 2 securing the transverse connector clips of Fig. 5;

Figure 7 is a schematic view of the present invention connected to spinal rods implanted in a human spine and illustrating the method of assembly;

Figure 8 is a top perspective view of another embodiment of the present invention;

Figure 9 is a bottom perspective view of the invention of Fig. 8;

Figure 10 is perspective view of the invention of Fig. 8 illustrating the connecting mechanism of the connector clip;

Figure 11 is a perspective view of the invention of Fig. 8 connected to the ends of an T-bar;

Figure 12 is a perspective view of another embodiment of the present invention illustrating the method of assembly of two connector clips having laterally extending tapered bars connected together with a tapered sleeve;

Figure 13 is a perspective view of the invention of Fig. 12 illustrating a range of lateral adjustment between the two clips;

Figure 14 is a schematic view of the invention of Fig. 13 connected to spinal rods implanted in a human spine and illustrating the method of assembly;

Figure 15 is a perspective view of another embodiment of the present invention illustrating the method of assembly; and

Figure 16 is a perspective view of the assembled invention of Fig. 15.

DETAILED DESCRIPTION OF INVENTION

[0010] The present invention is directed to a transverse connector clip 10 and assemblies used in spinal fixation systems. Spinal fixation systems typically include spinal instrumentation having connective structures such as a pair of plates and/or rods which are placed on opposite sides of the spinal column near vertebrae that are intended to be fused. These spinal systems consist of screws and hooks for segmental attachment to the spine and longitudinal rods connected to screws or hooks. These components provide the necessary stability both in tension and compression yet yield minimal torsional control. In addition, it has been found that when a pair of spinal rods are fastened in parallel on either side of the spinous process, the assembly can be significantly strengthened by using at least one

additional rod to horizontally bridge the pair of spinal rods.

[0011] The transverse connector clips 10 of the present invention consist of a component with a means to clip the device on a spinal or cylindrical rod 11 and a component with a means to link two rod connectors together laterally. Transverse connector clip 10 concept consists of a clip body 12 with a first side 14 and a second side 16 (Figure 1). On first side 14 are two, mirror image hemi-cylindrical shells 18 and 20. These two, mirror image hemi-cylindrical shells 18 and 20 have an inner surface 24 that defines a rod bore 26 through which the cylindrical rod 11 can extend. Rod bore 26 has an inner diameter 22 that is designed to be slightly smaller than the outer diameter of the cylindrical rod 11 it will receive. Top surface 28 of the hemi-cylindrical shells 18 and 20 defines an outer diameter 30.

[0012] It should be noted that the two, mirror image hemi-cylindrical shells 18 and 20 can be connected to the first side 14 of clip body 12 as shown in clip 10 A of Figure 2 or in mirror image relationship as shown in clip 10A of Figure 6.

[0013] Clip body 12 is placed on the cylindrical rod 11 at 90 degrees and turned so that the hemi-cylindrical shells 18 and 20 spread around the rod 11. The deflection of the hemi-cylindrical shells 18 and 20 and the inner diameter of the shells 22 allow the clip 10 to securely damp on the rod 11.

[0014] The second side of the clip body 12 can include, but is not limited to, a short hemi-cylinder rod (Clip 10A, Figure 2), a laterally extending hemi-cylinder rod with a plurality of vertical teeth (Clip 10B, Figures 3-4), a second pair of mirror image hemi-cylindrical shells (Clip 10C, Figures 8-9), a laterally extending rod tapering from a proximal cylindrical shape to a distal hemi-cylinder shape (Clip 10D, Figure 12), or an outwardly extending U-shaped receptacle designed to receive a semi-cylindrical or cylindrical rod and a locking cap device (Clip 10E, Figures 15-16). Each of these embodiments will be described below.

[0015] One embodiment of the transverse connector clip 10A is shown in Figure 2. Here, the clip body 12 consists of a first side 14 as previously described (Figure 1) and a second side 16 that comprises a preferably short laterally extending hemi-cylinder rod 40, however, any shaped rod could be utilized. The short hemi-cylinder rod 40 integral to the second side 16 of clip body 12 is shaped to facilitate installation of clip 10A by a user. A user can use the short rod 40 to manually engage and disengage the clip body 12 from a cylindrical rod 11 of two rods joined together in a spinal fixation system. Clip 10A can be used to connect transverse connector clips having laterally extending hemi-cylinder rods 10B (Figure 6). One advantage of the inventive connector clip 10A over prior art connectors is that clip 10A is a single piece connector, thereby reducing the amount of assembly of the spinal fixation system required by prior art connectors during surgery.

[0016] Another embodiment of the present invention is the transverse connector clip 10B (Figure 3). Here, the clip body 12 consists of a first side 14 as previously described (Figure 1) and a second side 16 that includes a laterally extending hemi-cylinder rod 50 having a first side 52, a second side 54, and a longitudinal axis LA1-LA1'. However, other shapes can be utilized for the laterally extending hemi-cylinder rod 50. The first side 52 contains a plurality of vertically placed teeth 56 extending along the longitudinal axis LA1-LA1'. Figure 4 shows a perspective view of the second side 54 of connector clip 10B.

[0017] Clip 10B is designed to be interlocked to a second clip 10B (Figure 5). The first sides 52 of the hemi-cylinder rods 50 are connected to each other via the plurality of vertical teeth 56 extending along the longitudinal axes LA1-LA1' of the hemi-cylinder rods 50. The clips 10B can transversely connect two longitudinal rods 11 placed at varying distances from each other with the plurality of teeth 56 accommodating the variable distance. This variable distance is indicated by the lateral motion arrows LM1-LM1' (Figure 5). This ability of the clips 10B provides a significant advantage during surgery where many such adjustments are necessary to fine tune the alignment of the assembly in the patient.

[0018] The connection between clips 10B can be maintained by using transverse connector clip 10A (Figure 6). When the first sides 52 of the hemi-cylinder rods 50 are engaged by the interlocking of the plurality of vertical teeth 56, the second sides 54 form a cylindrical rod having a diameter that is slightly larger than the inner diameter 22 defined by the inner surface 24 of the hemi-cylindrical shells 18 and 20 of clip 10A. Thus, the hemi-cylindrical shells 18 and 20 of clip 10A can snap onto the connected hemi-cylinder rods 50 of clips 10B as if the connected hemi-cylinder rods 50 were a single cylindrical rod 11.

[0019] While Figure 6 illustrates a transverse connector clip 10A of the present invention connecting the laterally extended hemi-cylinder rods 50 of clips 10B, it should be understood that any connecting device known to one skilled in the art can be used to connect the hemi-cylinder rods 50. The advantage of using the transverse connector clip 10A of the present invention, however, is that it consists of a single piece which facilitates surgery by reducing the number of pieces that need to be assembled.

[0020] The spinal rod assembly using transverse connector clips 10A and 10B of the present invention connects to longitudinal rods 11 that are connected to a human vertebrae 91 as schematically shown in Figure 7. Two cylindrical rods 11 are each connected to a transverse connector clip 10B through the mirror image hemi-cylindrical shells 18 and 20. The laterally extending hemi-cylinder rods 50 of clips 10B are connected to each other by the interlocking of the plurality of vertical teeth 56. This connection is maintained by clip 10A.

[0021] Clip 10C (Figures 8-9) is an alternate embod-

iment of the transverse clip connector 10 having a clip body 12 with a first side 14 and a second side 16. The first side 14 is as previously described (Figure 1). The second side 16 of the clip body 12 comprises a second set of mirror image hemi-cylindrical shells 60 and 62. like the hemi-cylindrical shells 18 and 20 on the first side 14 of clip body 12, hemi-cylindrical shells 60 and 62 can be placed on the second side 16 of the clip body 12 as shown (Figure 8) or in mirror image relationship (not shown).

[0022] The second set of hemi-cylindrical shells 60 and 62 have an outer surface 64 and an inner surface 68. The inner surface 68 defines a rod bore 70 through which a cylindrical rod 88 can extend. Rod bore 70 has a diameter 72 that is slightly smaller than the diameter of the rod 88 it is designed to receive.

[0023] Clip 10C is designed to simultaneously connect two longitudinal rods 11 and a transverse rod 88 together. The cylindrical rods 11 connect to the first side 14 of the clip body 12 as previously described. Cylindrical rod 88 connects to the second side 16 of clip body 12 in a similar fashion. Namely, clip body 12 is placed on a cylindrical rod 88 at 90 degrees and turned so that the hemi-cylindrical shells 60 and 62 spread around the rod 88. The deflection of the hemi-cylindrical shells 60 and 62 and the inner diameter 72 allow the clip body 12 of clip 10C to securely damp on the rod 88.

[0024] One advantage of having the second side 16 of the inventive clip body 12 comprising a second pair of hemi-cylindrical shells 60 and 62 is that it allows attachment of this second pair of shells 60 and 62 to various other rod types used in spinal surgery such as T-bar 80 (Figure 10) and an I-bar (not shown). A T-bar 80 and an I-bar can horizontally bridge a pair of cylindrical rods 11 (Figure 11) significantly strengthening the spinal fixation system.

[0025] T-bars 80 have a longitudinal body 82, a first end 84 and a second end 86. The first end 84 of T-bar body 82 has a cylindrical-shaped bar 88 perpendicularly connected to the T-bar body 82 (Figure 10). This bar 88 can be connected to the second pair of hemi-cylindrical shells 60 and 62 of inventive clip 10C as described above.

[0026] Two inventive clips 10C can be used to connect two cylindrical rods 11 via two T-bars 80 (Figure 11). In this example, two clips 10C are each connected to bars 88 on the first ends 84 of two separate T-bar bodies 82. The second ends 86 of each T-bar body 82 is then connected to each other via a tapered locking sleeve 90 or by any means known to those of skill in the art. The relative placement of one cylindrical rod 11 to the other can be adjusted by adjusting the T-bar connection as indicated by circular motion arrows CM1-CM1' and CM2-CM2'. In this way, the inventive clips 10C can facilitate the creation of the desired transverse bridge between two cylindrical rods 11 using a minimum number of pieces.

[0027] While the embodiment shown here (Figure 11)

shows invention clips 10C connected to two different T-bars 80, it should be understood that two clips 10C can also be connected to the opposite ends of a single I-bar (not shown). An I-bar has a longitudinal body and a first and second end. The first end has a first rod-shaped bar positioned perpendicular to the I-bar body. The second end has a second cylindrical-shaped bar positioned perpendicular to the I-bar body. The first pair of hemi-cylindrical shells 18 and 20 of clip 10C is connected to a first cylindrical rod 11 while the second pair of hemi-cylindrical shells 60 and 62 is connected to the first bar on the first end of the I-bar body. A second invention clip 10C is connected to a second cylindrical rod 11 through hemi-cylindrical shells 18 and 20 and then to the second bar on the second end of the I-bar body via hemi-cylindrical shells 60 and 62. In this way, the I-bar provides a horizontal bridge between two cylindrical rods by connection via the invention clips 10C.

[0028] In another embodiment of the inventive clip 10, the first side of the clip body 12 is as previously described, while the second side of the clip body 12 comprises a laterally extending rod 100 having a first side 102, a second side 104, a longitudinal axis LA1-LA1, and a proximal 106 and distal 108 end (Clip 10D, Figure 12). The proximal end 106 is cylindrical in shape and tapers to a hemi-cylindrical shape at the distal end 108.

[0029] Clip 10D is designed to connect to another clip 10D (Figures 12-14) via the laterally extending tapering rods 100. The laterally extending tapered rods 100 are connected to each other by mating the first sides 102 together. This connection can be maintained with any of the devices known to those of skill in the art including, but not limited to, a tapered locking sleeve 90. This tapered locking sleeve 90 consists of an inner 92 and outer 94 sleeve portion. Inner sleeve portion 92 has an inner surface 96 and outer surface 98; and outer sleeve portion 94 has an inner surface 110 and outer surface 112. The outer surface 98 of the inner portion 92 has a diameter 114 slightly smaller than a diameter 116 of the inner surface 110 of the outer sleeve 94 so as to allow the inner sleeve portion 92 to be placed concentrically inside the outer sleeve 94 in order to lock the inner sleeve portion 92 and outer sleeve portion 94 together.

[0030] To assemble clips 10D, the outer sleeve portion 94 is positioned on a laterally extending hemi-cylindrical bar 100 of a first connector clip 10D and the inner sleeve portion 92 is positioned on a laterally extending hemi-cylindrical bar 100 of a second connector clip 10D (Figures 12-14). The first sides 102 of the laterally extending hemi-cylindrical bars 100 of the first and second clips 10D are mated and held in locking engagement by the tapered sleeve 90.

[0031] The distance between the two connector clips 10D can be laterally adjusted by moving the laterally extending tapered rods 100 as indicated by the arrows LM2-LM2 in Figure 13. When the first sides 14 of each clip body 12 of clips 10D are connected to two different cylindrical rods 11 via the hemi-cylindrical shells 18 and

20 on the first side 14 of the clip body 12 (Figure 14), lateral adjustment of the tapered rods 100 laterally adjusts the relative position of the cylindrical rods 11 to which the connector clips 10D are connected. This provides the user with some flexibility in adjusting the alignment of the cylindrical rods 11 in a spinal fixation apparatus during surgery.

[0032] A spinal rod assembly using connector clips 10D and a tapered locking sleeve 90 connects to longitudinal rods 11 that are connected to a human vertebrae 91 as schematically shown in Figure 14. Two cylindrical rods 11 are each connected to a clip 10D through the mirror image hemi-cylindrical shells 18 and 20. The laterally extending tapered bars 100 of clips 10D are held together with a tapered locking sleeve 90. The assembly of the tapered locking sleeve 90 is also shown.

[0033] Several means of clamping the various types of laterally extending rods from the second side 16 of the invention clip body 12 have been described above including another transverse clip of the present inventive clip 10A (Figure 6) and a tapered sleeve 90 (Figures 12-14). However, it should be understood that laterally extending hemi-cylinder rods can be connected by any other connecting means known to one skilled in the art

[0034] In yet another embodiment of the inventive transverse connector clip 10, the first side 14 of the clip body 12 is as previously described, while the second side 16 of the clip body 12 comprises an outwardly extending rod holding portion 120 and a locking mechanism 130. The rod holding portion has a longitudinal axis positioned perpendicular to the longitudinal axis LA1-LA1 of the first side 14 of the clip body 12. The locking mechanism 130 is configured to engage with the rod holding portion 120 in order to locking the longitudinal rod into the rod holding portion 120. The rod holding portion can be in the shape of a solid holding portion having a through bore for receiving a hemi-cylindrical or cylindrical rod and the locking mechanism can be of any locking mechanism known to one skilled in the art, such as tapered locking caps, set screws or locking nuts. In one embodiment, the holding portion is a U-shaped holding portion 120 having a longitudinal axis LA3-LA3 positioned perpendicular to the longitudinal axis LA1-LA1 of the first side 14 of connector clip 10E (Figures 14-15). The U-shaped holding portion 120 has an upper portion 122 and a lower portion 124. The lower portion 124 is configured to receive a flat side 126 of a hemi-cylindrical rod 128. Alternatively (not shown), the lower portion 124 of the U-shaped portion 120 can be configured to receive a cylindrical rod 11. A locking mechanism for the U-shaped portion 120 can include a locking cap 130 with an upper 132 and lower side 134 configured to slide into and mate with the upper portion 122 of U-shaped portion 120. Upper side 132 of locking cap 130 has a tapered portion 136 that engages and mates with a tapered portion 138 in the upper portion 122 of the U-shaped portion 120. The lower side 134 of the locking cap 130 is configured to accommodate an arcuate side 140 of the he-

mi-cylindrical rod 128.

[0035] The advantage of the inventive clip 10E, when used in combination with the locking cap 130, the hemicylinder support bar 128, and cylindrical rod 11 (Figure 15-16) is that connecting clip 10E is a single piece that connects two rods together, thus reducing the requirement of the prior art connectors to assemble small pieces of hardware during the surgical procedure.

[0036] It should be understood that in keeping with spinal surgery techniques, a plurality of cylindrical rods 11 can be used, each with a plurality of attachment devices affixed thereto, with the present attachment devices transversely connecting either two rods 11 together or connecting portions of rods together in other alignments.

[0037] The foregoing disclosure and description of the invention are illustrative and explanatory thereof, and various changes in the details of the illustrated apparatus and construction and method of operation may be made without departing from the spirit of the invention.

Claims

1. A spinal fixation system comprising: a first clip body having a pair of opposed spaced apart arcuate rod engaging hooks depending from a first side thereof for engaging a first elongated spinal rod, and a transverse connector extending laterally from a second side thereof; a second clip body having a pair of opposed spaced apart arcuate rod engaging hooks depending from a first side thereof for engaging a second elongated spinal rod, and a transverse connector extending laterally from a second side thereof and a fastener for securing the transverse connector of the first elongated clip body and the transverse connector of the second elongated clip body to one another.
2. A spinal fixation system as recited in Claim 1, wherein the transverse connector extending from the first clip body and the transverse connector extending from the second clip body have complementary cross-sectional configurations such that together the pair of transverse connectors define a circular cross-section.
3. A spinal fixation system as recited in any of the preceding claims, wherein the fastener is defined by a third clip body having a pair of opposed spaced apart arcuate engaging hooks.
4. A spinal fixation system as recited in any of the preceding claims, wherein the fastener is defined at least in part by a cylindrical compression sleeve.
5. A spinal fixation system as recited in any of the preceding claims, wherein the transverse connector extending from the first clip body and the transverse connector extending from the second clip body have complementary mating surfaces.
6. A spinal fixation system as recited in any of the preceding claims, wherein the complementary mating surfaces are substantially planar and wherein the complementary mating surfaces have interlocking teeth formed thereon.
7. A spinal fixation system as recited in any of the preceding claims, wherein each elongated clip body has a second pair of opposed arcuate engaging hooks depending from a second side thereof, and the transverse connector includes a perpendicular rod portion for reception by the second pair of arcuate engaging hooks.
8. A spinal fixation system comprising: a first clip body having a first pair of opposed spaced apart arcuate engaging hooks depending from a first side thereof for engaging a first elongated spinal rod, and a second pair of opposed spaced apart arcuate engaging hooks depending from a second side thereof for engaging an elongated transverse connector; and a second clip body having a first pair of opposed spaced apart arcuate engaging hooks depending from a first side thereof for engaging a second elongated spinal rod, and a second pair of opposed spaced apart arcuate engaging hooks depending from a second side thereof for engaging the elongated transverse connector.
9. A spinal fixation system as recited in Claim 8, wherein the elongated transverse connector includes a first rod portion at a first end thereof for engaging the second pair of opposed arcuate engaging hooks on the first clip body and a second rod portion at a second end thereof for engaging the second pair of opposed arcuate engaging hooks on the second clip body.
10. A spinal fixation system as recited in Claim 8 or 9, wherein the elongated transverse connector includes a first elongated portion and a second elongated portion, the first and second elongated portions connected to one another by a fastener.
11. A spinal fixation system comprising:
 - an elongated spinal rod;
 - a transverse member; and
 - a connector having a pair of opposed spaced apart arcuate rod engaging hooks for receiving and engaging the elongated spinal rod, the connector securing the elongated spinal rod and the transverse member in a transverse orientation in which the elongated spinal rod and trans-

verse member are substantially coplanar.

12. A spinal fixation system as recited in Claim 11,
wherein the connector has a transverse bore there-
in for receiving transverse member. 5
13. A spinal fixation system as recited in Claim 11 or
12, further comprising a locking member dimen-
sioned and configured for mounting in the trans-
verse bore of the connector so as to fix the position 10
of the transverse member with respect to the elon-
gated spinal rod.
14. A spinal fixation system as recited in Claim 11 or
13, wherein the transverse member comprises an 15
elongated rod having a generally semi-circular
transverse cross-section.

20

25

30

35

40

45

50

55

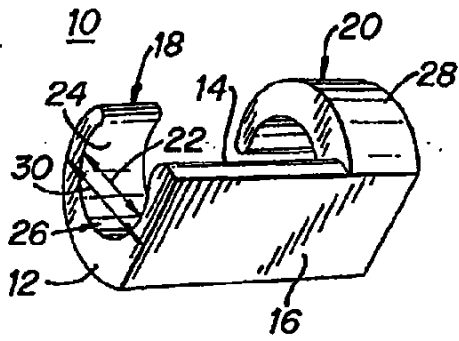


FIG. 1

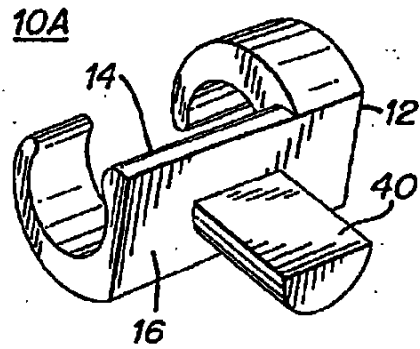


FIG. 2

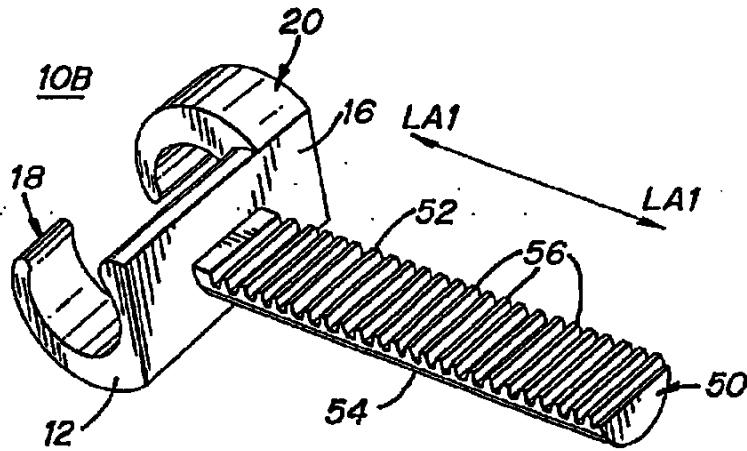


FIG. 3

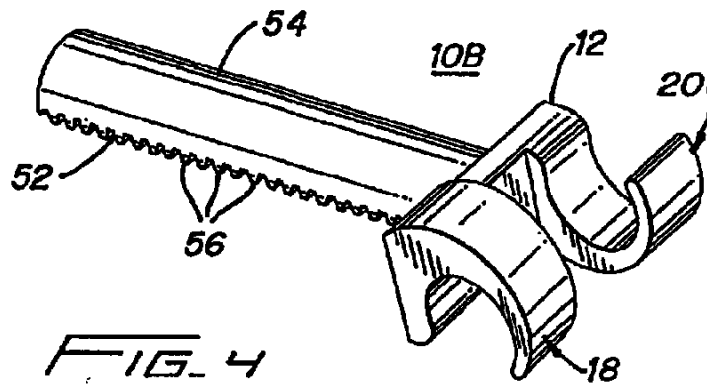
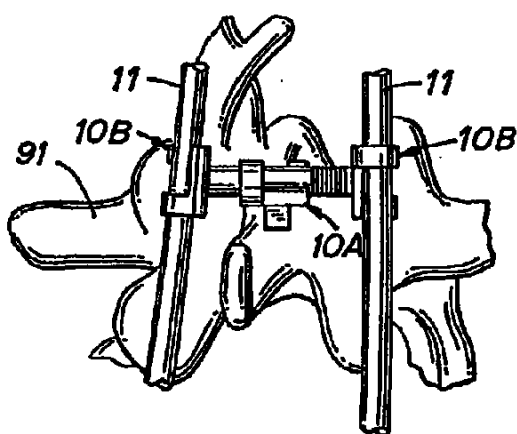
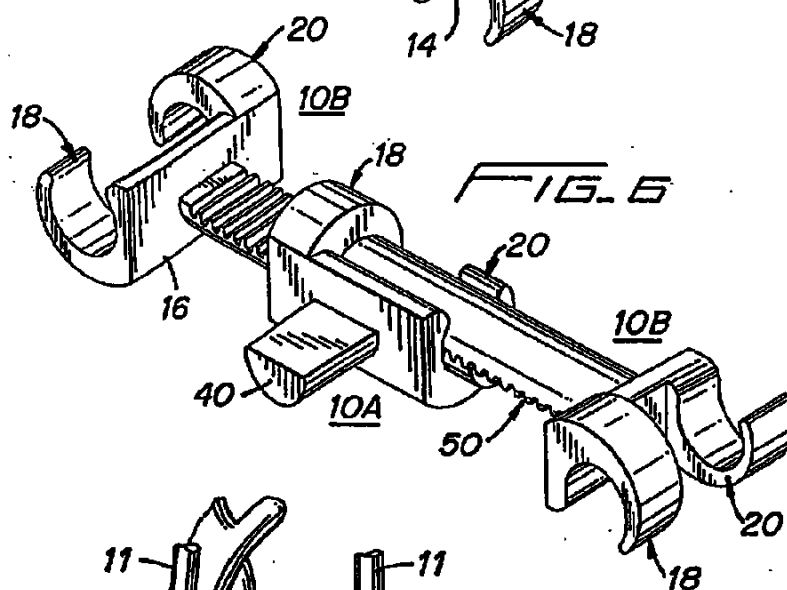
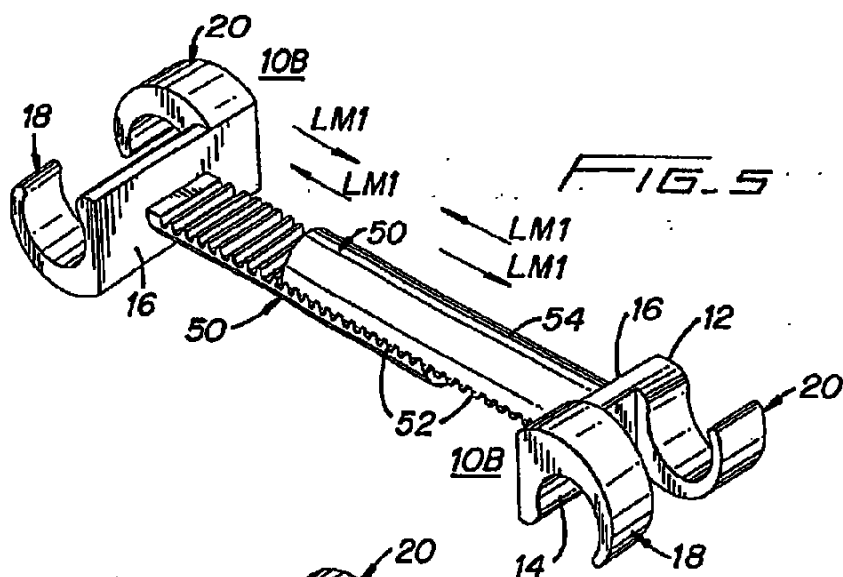
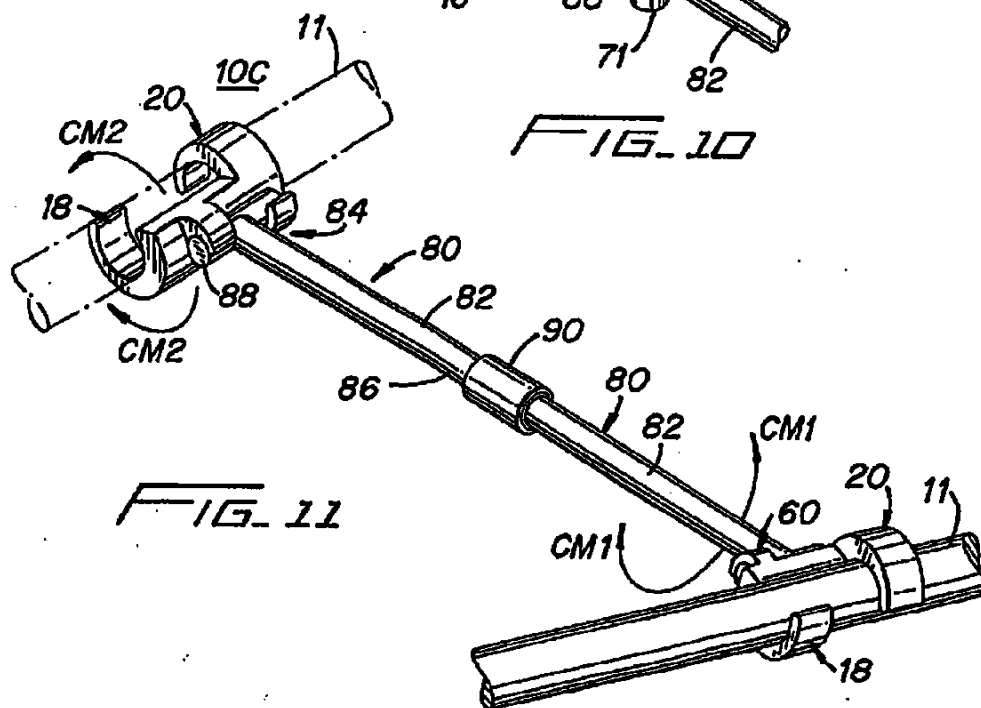
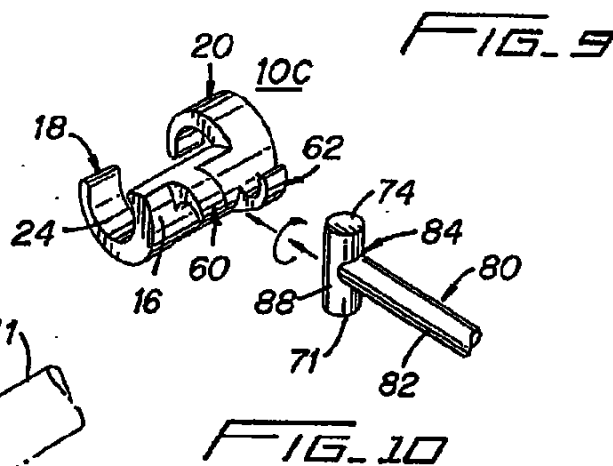
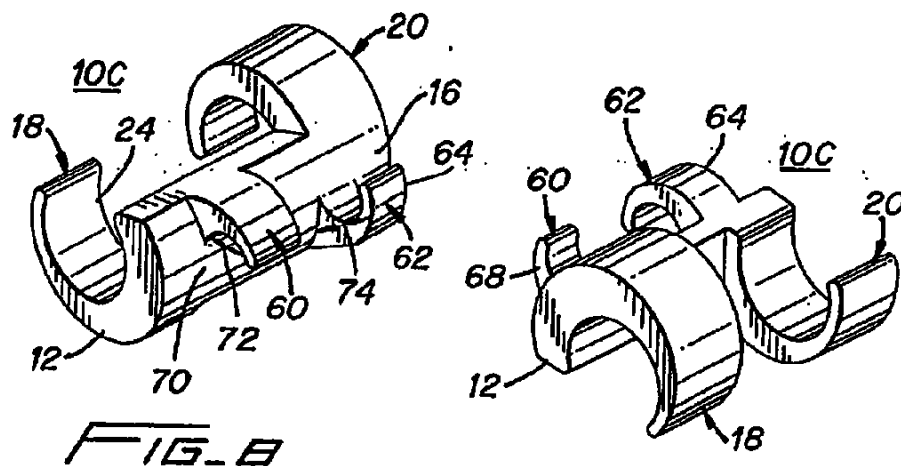
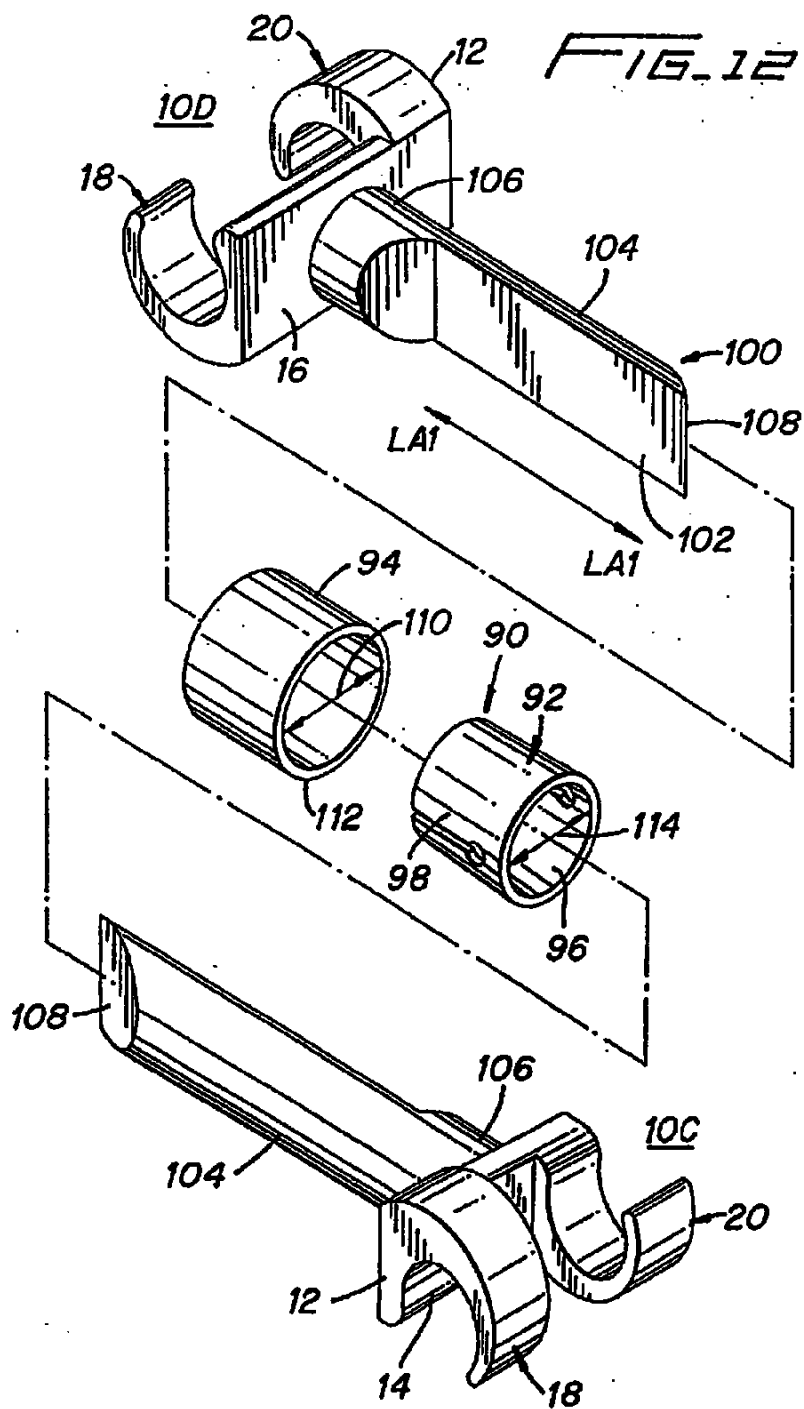


FIG. 4







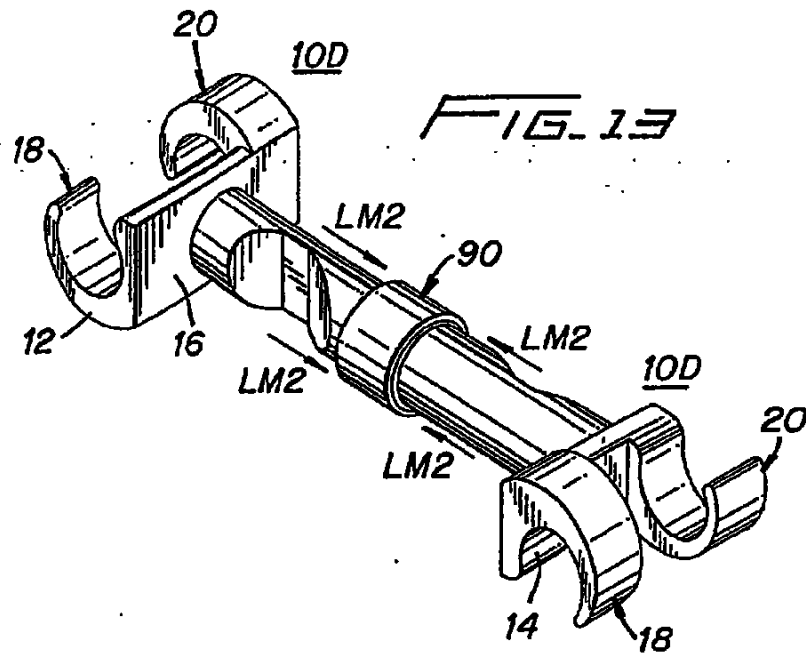
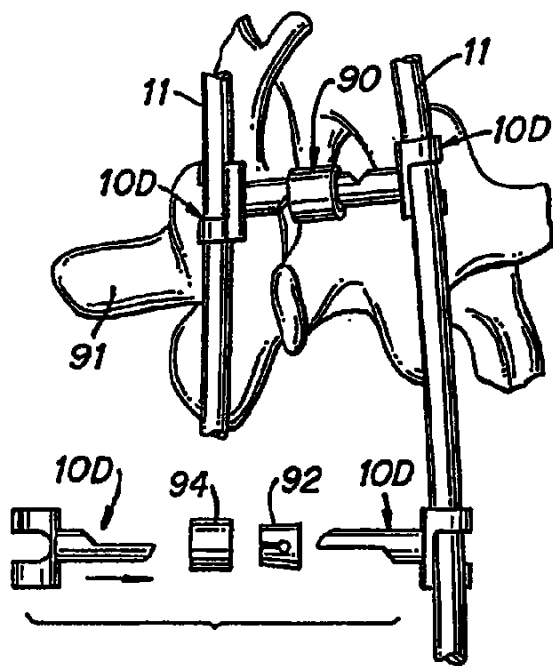


FIG. 14



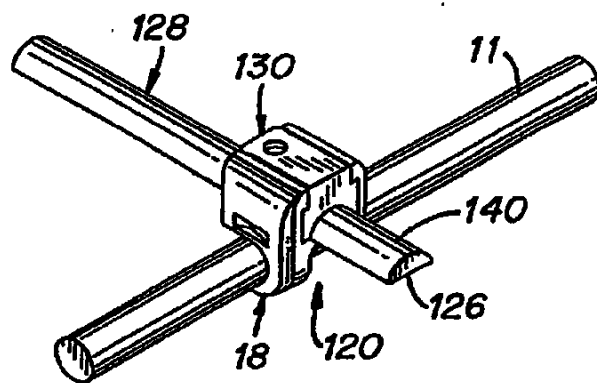
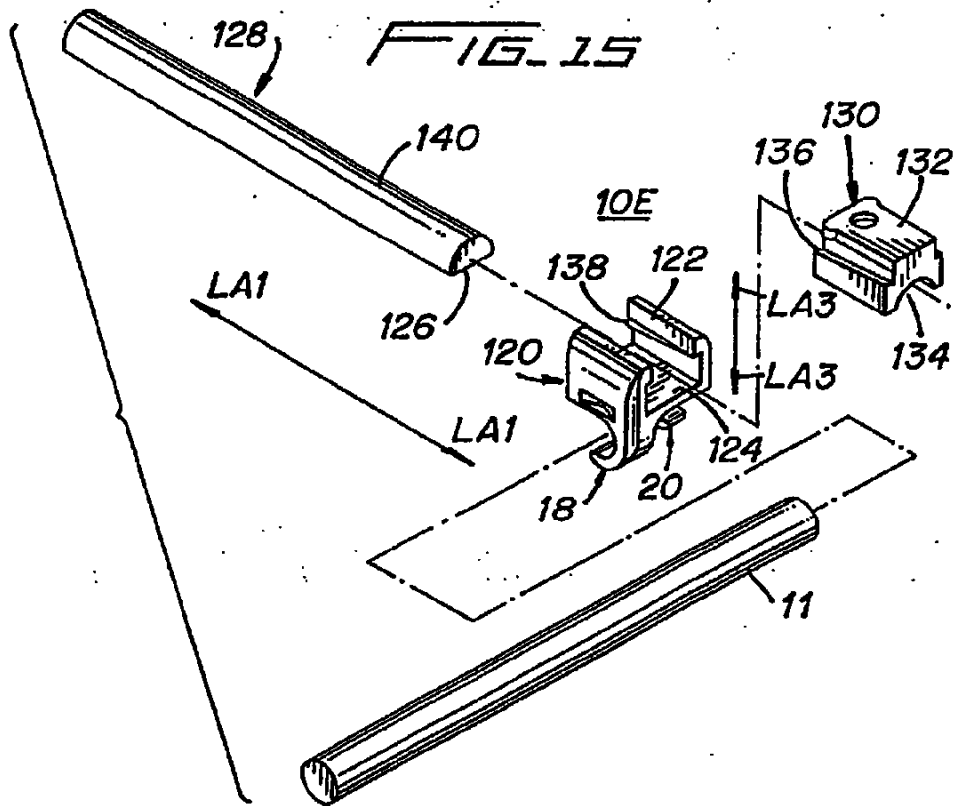


FIG. 16



European Patent
Office

EUROPEAN SEARCH REPORT

Application Number
EP 03 00 0024

DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT			
Category	Citation of document with indication, where appropriate, of relevant passages	Relevant to claim	CLASSIFICATION OF THE APPLICATION (InCL.7)
X	US 5 439 463 A (C.-I.LIN) 8 August 1995 (1995-08-08) * column 2, line 57 - column 3, line 9 *	1,5,6,11	A61B17/70
A	* column 3, line 46 - column 4, line 58; figures 1,4A,4D *	4	
X	EP 0 590 745 A (AMEI TECHNOLOGIES) 6 April 1994 (1994-04-06) = figure 1 *	1	
A		11	
X	EP 0 565 149 A (BRISTOL-MYERS SQUIBB) 13 October 1993 (1993-10-13) * column 3, line 43 - line 45; figures 1,4 *	8,9	
A		11-13	
A	EP 0 536 066 A (FIXANO) 7 April 1993 (1993-04-07) * figures 2,3 *	1,5	
			TECHNICAL FIELDS SEARCHED (InCL.7)
			A61B
The present search report has been drawn up for all claims			
Place of search		Date of completion of the search	Examiner
THE HAGUE		28 January 2003	Nice, P
CATEGORY OF CITED DOCUMENTS			
X: particularly relevant if taken alone Y: particularly relevant if combined with another document of the same category A: technological background O: non-written disclosure P: intermediate document		T: theory or principle underlying the invention E: earlier patent document, but published on, or after the filing date D: document cited in the application I: document cited for other reasons &: member of the same patent family, corresponding document	

EPO FORM 1831 (03/02) (P04001)

**ANNEX TO THE EUROPEAN SEARCH REPORT
ON EUROPEAN PATENT APPLICATION NO.**

EP 03 00 0024

This annex lists the patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned European search report. The members are as contained in the European Patent Office EDP file on
The European Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information.

28-01-2003

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5439463	A	08-08-1995	NONE	
EP 0590745	A	06-04-1994	US 5334203 A	02-08-1994
			CA 2106641 A1	31-03-1994
			EP 0590745 A2	06-04-1994
			JP 6189994 A	12-07-1994
EP 0565149	A	13-10-1993	AU 3280293 A	16-09-1993
			CA 2088961 A1	11-09-1993
			EP 0565149 A2	13-10-1993
			JP 5344995 A	27-12-1993
			US 5437671 A	01-08-1995
EP 0536066	A	07-04-1993	FR 2681776 A1	02-04-1993
			JP 6304180 A	01-11-1994
			US 5368594 A	29-11-1994
			DE 69209960 D1	23-05-1996
			EP 0536066 A1	07-04-1993

EPC FORM P0139

For more details about this annex: see Official Journal of the European Patent Office, No. 12/82

(19)



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11)

EP 1 323 390 A1

(12)

EUROPEAN PATENT APPLICATION

(43) Date of publication:
02.07.2003 Bulletin 2003/27

(51) Int Cl.7: **A61B 17/70**

(21) Application number: **01130475.5**

(22) Date of filing: **20.12.2001**

(84) Designated Contracting States:
**AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU
MC NL PT SE TR**
Designated Extension States:
AL LT LV MK RO SI

(72) Inventor: **Lin, Chih-I**
Chino Hills, CA 91709 (US)

(74) Representative: **Grünecker, Kinkeldey,
Stockmair & Schwanhäusser Anwaltssozietät
Maximilianstrasse 58
80538 München (DE)**

(71) Applicant: **Lin, Chih-I**
Chino Hills, CA 91709 (US)

(54) Spinal fixation and retrieval device

(57) A spinal fixation and retrieval device includes a bone plate and a plurality of screws. The bone plate has a plurality of slot holes via which the screws are fastened onto vertebrae under treatment. The screws have a

head, a neck, and a threaded stem in sequence. At least one of the slot holes of the bone plate is a long slot hole having a dimension so that the neck of the screw is restricted in the lateral direction and is able to move in the longitudinal direction of the long slot hole.

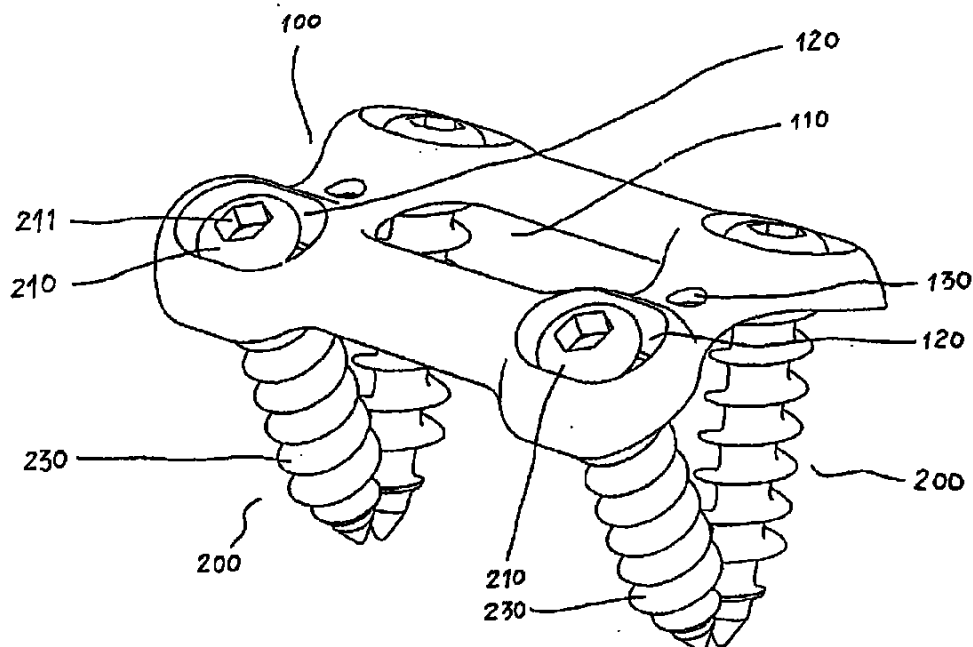


FIG.3

EP 1 323 390 A1

Description**FIELD OF THE INVENTION**

[0001] The present invention relates generally to a spinal fixation and retrieval device, and more particularly to a spinal fixation and retrieval device capable of providing micromotion.

BACKGROUND OF THE INVENTION

[0002] The conventional spinal fixation and retrieval device contains a rigid bone plate and bone nails, which is implanted in the body of a patient under spinal treatment with the bone nails and the bone plate being intimately joined together. In light of the intervertebral distance being caused to shorten by the body weight of the patient in the wake of surgery, the bone plate and bone nails are susceptible to falling apart. The bone nails are even vulnerable to severance. In addition, all the bone nails fastened onto the bone plate are prone to be affected, when one bone nail is out of order. As shown in FIGs. 1a, and 1b, the prior art device comprises a bone plate 100' and a plurality of screws 200'. FIG. 1a shows a schematic view taken immediately after the surgery. FIG. 1b is a side view of FIG. 1a. The prior art device is implanted into the spinal segments 600 and 650. The letter "D" denotes the distance between the two spinal segments 600 and 650. Immediately after the surgery, the bone nails 200', the spinal segments 600 and 650, and the bone plate 100' are intimately joined together such that the threaded stems 280 are parallel to each other. FIGs. 1c and 1d are schematic views taken in a period after the surgery. As shown in FIG. 1c, the distance "d" becomes smaller, due to the body weight of the patient. As shown in FIG. 1d, the threaded stems 280 are no longer parallel to each other; they form therebetween an acute angle. As a result, the bone nails 200' are apt to become unfastened. A crack or severance may occur in the necks 220' of the bone nails 200'. **[0003]** With a view to providing a solution to the problem described above, this inventor of the present invention disclosed a drawer-type vertebral auxiliary fixation device capable of providing micromotion in US patent No. 5,616,142. However, this drawer-type device is by no means free of deficiency. For example, the drawer-type device can not be easily bent to conform to the spinal curvature. In addition, the structural strength of the drawer-type device is often inadequate unless the device has an appropriate height. Moreover, the drawer-type device does not have a supporting force at the time when the surgery is completed.

SUMMARY OF THE INVENTION

[0004] It is therefore the primary objective of the present invention to provide a spinal fixation and retrieval device which is free of the drawbacks of the prior art

devices described above.

[0005] In keeping with the principle of the present invention, the foregoing objective of the present invention is attained by the spinal fixation and retrieval device comprising:

a bone plate having a plurality of slot holes; and a plurality of screws, said screws being fastened via said slot holes onto vertebrae under treatment, at least one of which has a head, a threaded stem, and a neck connecting said head and said threaded stem;

wherein at least one of said plurality of slot holes is a long slot hole provided with a protruded edge at a bottom of each of two opposite walls defining a width thereof; wherein said head has a diameter ranging between said width of said long slot hole and a distance between said protruded edges.

[0006] Preferably, said long slot hole is slanted outward from said bottom to an upper portion thereof.

[0007] Preferably, said neck has a diameter smaller than said distance between said protruded edges.

[0008] Preferably, said threaded stem comprise a first spiral ridge adjacent to said neck having a diameter greater than said distance between said protruded edges and a shank next to said first spiral ridge having a diameter smaller than said distance between said protruded edges. More preferably, said first spiral ridge has the greatest diameter in said threaded stem

[0009] Preferably, said protruded edges has a thickness substantially smaller than a pitch between said first spiral ridge and a second spiral ridge next to said first spiral ridge.

[0010] The present invention also provides a spinal fixation and retrieval device comprising:

a bone plate having a plurality of slot holes; and a plurality of screws, said screws being fastened via said slot holes onto vertebrae, at least one of which has a head, a threaded stem, and a neck connecting said head and said threaded stem;

wherein at least one of said slot holes is a long slot hole having two opposite walls defining a width of said long slot hole, and said two opposite walls further being slanted outward from a bottom portion to an upper portion thereof; wherein said head has a diameter ranging between a relatively longer distance between said upper portions and a relatively shorter distance between said bottom portions of said two opposite walls.

[0011] Preferably, said neck has a diameter smaller than said relatively shorter distance between said bottom portion of said two opposite walls.

[0012] Preferably, said threaded stem comprise a first spiral ridge adjacent to said neck having a diameter greater than said relatively shorter distance between said bottom portions of said two opposite walls and a

shank next to said first spiral ridge having a diameter smaller than said relatively shorter distance between said bottom portions of said two opposite walls. More preferably, said bottom portions of said two opposite walls have a thickness substantially smaller than a pitch between said first spiral ridge and a second spiral ridge next to said first spiral ridge.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

[0013] FIGs. 1 a and 1b show a top view and a cross-sectional view of the prior art spinal fixation and retrieval device at the time when the surgery is completed.

[0014] FIGs. 1c and 1d show a top view and a cross-sectional view of the prior art spinal fixation and retrieval device after the surgery.

[0015] FIGs. 2a and 2b show a top view and a cross-sectional view of the spinal fixation and retrieval device according to a first embodiment of the present invention at the time when the surgery is completed.

[0016] FIGs. 2c and 2d show a top view and a cross-sectional view of the spinal fixation and retrieval device of the first embodiment of the present invention after the surgery is completed.

[0017] FIG. 3 show a schematic perspective view of the spinal fixation and retrieval device of the first embodiment of the present invention.

[0018] FIG. 4a and 4b are partial lateral cross-sectional view of the spinal fixation and retrieval device of the first embodiment of the present invention.

[0019] FIG. 5 is a partial longitudinal cross-sectional view of the spinal fixation and retrieval device of the first embodiment of the present invention.

[0020] FIG. 6 show a top view of the spinal fixation and retrieval device according to a second embodiment of the present invention.

DETAILED DESCRIPTION OF THE EMBODIMENTS

[0021] As shown in FIGs. 3 to 5, the spinal fixation and retrieval device constructed according to a first embodiment of the present invention comprises a bone plate 100 and a plurality of screws 200.

[0022] The bone plate 100 is provided with a plurality of slot holes 120, via which the screws 200 are fastened onto spinal segments under treatment. The screws have a head 210, a neck 220, and a threaded stem 230.

[0023] The slot holes 120 are long slot holes, each of which is provided at the bottom with a protruded edge 121. The head 210 of the screw has a diameter ranging between the short diameter of the long slot hole 120 and the short diameter of the protruded edge 121, and the neck 220 has a diameter is slightly smaller than the short diameter of the protruded edge 121. The diameter of the head 210 of the screw is smaller than the long diameter of the long slot hole 120. Therefore, the screws 200 will be restricted in the lateral direction of the long slot hole 120 after the plate 100 and the screws 200 are implant-

ed onto the vertebrae, but the screws 200 and the plate 100 are able to move relatively in the longitudinal direction of the long slot hole 120.

[0024] The bone plate 100 of the present invention is similar in shape and structure to the prior art bone plates; however, at least one of the holes of the bone plate of the present invention is a long slot hole 120 having a long diameter and a short diameter. Instead of the protruded edge 121 provided at the bottom of the long slot hole 120, the long slot hole 120 may be provided with slanted outward from the bottom to the upper portion of the bone plate. In this case, the long diameter and the short diameter of the upper portion of the long slot hole are respectively greater than the long diameter and the short diameter of the bottom of the long slot hole. The word "upper" refers to a face away from the post-surgery spinal segment. The word "bottom" refers to a face toward the post-surgery spinal segment. The definitions of "upper" and "lower" are applicable throughout the entire text of this specification.

[0025] The holes of the bone plate may be provided in a manner so that only one hole is used per spinal segment. According to the present invention, as least one of the holes is a long slot hole 120. In the event that the n number ($n > 2$) of the spinal segments are to be fixed and only one hole is used per spinal segment, preferably $n-1$ number of the holes of the bone plate are long slot holes 120. If the holes of the bone plate are provided in a manner so that a pair of holes are used per spinal segment, as least one pair of the holes are long slot holes 120 according to the present invention. In the same pattern, for the bone plate fixing n ($n > 2$) spinal segments and only one pair of holes are used per spinal segment, preferably $n-1$ pairs of the holes of the bone plate are long slot holes 120. Of course, all slot holes may be long slot holes as shown in the first embodiment of the present invention. The bone plate may be further provided with a center hole 110 and locating holes 130, which are located between the slot holes 120, as shown in FIG. 3. The bone plate may be further provided with one or more tool holes. The center hole, tool hole, and locating hole are optional.

[0026] The screws used in the present invention are similar in construction to the prior art screws having a head, a neck, and a threaded stem; preferably, the threaded stem has a special thread. The head 210 is of any shape, preferably, round shape. The head 210 has a diameter which is substantially smaller than the short diameter of the upper portion of the long slot hole 120 and is greater than the short diameter of the protruded edge 121 of the long slot hole 120. The head 210 may be further provided with a tool hole 211. The neck 220 has a diameter which is slightly smaller than the short diameter of the protruded edge 121 of the long slot hole. The threaded stem 230 as shown in FIG. 4a has a first spiral ridge 221 contiguous to the neck 220 and a first shank 222. Preferably, the short diameter of the protruded edge 121 of the long slot hole ranges between the

diameter of the first spiral ridge 221 and the diameter of the first shank 222, thereby enabling the screw 200 to be better equipped to join with the bone plate 100. The protruded edge 121 has a thickness, which is smaller than the pitch of the thread stem 230. Preferably, the thickness of the protruded edge 121 is substantially about equal to the pitch of the threaded stem 230. The threaded stem 230 of the screw 200 is gradually smaller in diameter from the first spiral ridge 221, and may be equal in diameter.

[0027] The device of the present invention is implanted into the spinal segments 600 and 650, as shown in FIGs. 2a and 2b. The letter "D" denotes the distance between the two spinal segments 600 and 650. Immediately after the surgery, the screws 200, the spinal segments 600 and 650, and the bone plate 100 are intimately joined together such that the threaded stems 230 are parallel to each other. As shown in FIGs. 2c and 2d, in a period after the surgery, the distance between the spinal segments 600 and 650 "d" becomes smaller because of the pressure of body weight or other factors. Accordingly, the screws 200 are caused to displace in the slot holes 120 and move inward. The word "inward" refers to the direction toward the center of the bone plate 100.

[0028] FIGs. 4a and 4b show that the device of the present invention can be implanted at various angles in the lateral direction, with the maximum angle being 22 degrees. The allowable angle can be much greater by a design change in the protruded edge 121 and the head 210 of the screws 200. The bone plate shown in FIGs. 4a and 4b is provided with two center holes.

[0029] FIG. 5 is similar to FIG. 4b, but in the longitudinal direction. The screw 200 can be fastened onto the spinal segment via the long slot hole at various angles in the longitudinal direction, with the maximum angle being 70 degrees. The bone plate shown in FIG. 5 is provided with two center holes.

[0030] The spinal fixation and retrieval device according to a second embodiment of the present invention is shown in FIG. 6, wherein the reference numerals of 110, 115, and 116 denote the center holes, whereas the reference numerals of 120, 125, 170, and 175 denote the long slot holes. The bone plate is intended for use in fixing four spinal segments. The bone plate can be easily bent to conform to the curvatures of the four spinal segments, thanks to the center holes 110, 115, and 116.

Claims

1. A spinal fixation and retrieval device comprising:

a bone plate having a plurality of slot holes; and a plurality of screws, said screws being fastened via said slot holes onto vertebrae under treatment, at least one of which has a head, a threaded stem, and a neck connecting said

head and said threaded stem;

wherein at least one of said plurality of slot holes is a long slot hole provided with a protruded edge at a bottom of each of two opposite walls defining a width thereof; wherein said head has a diameter ranging between said width of said long slot hole and a distance between said protruded edges.

2. The device as defined in claim 1, wherein said long slot hole is slanted outward from said bottom to an upper portion thereof.
3. The device as defined in claim 1, wherein said neck has a diameter smaller than said distance between said protruded edges.
4. The device as defined in claim 1, wherein said threaded stem comprise a first spiral ridge adjacent to said neck having a diameter greater than said distance between said protruded edges and a shank next to said first spiral ridge having a diameter smaller than said distance between said protruded edges.
5. The device as defined in claim 4, wherein said protruded edges has a thickness substantially smaller than a pitch between said first spiral ridge and a second spiral ridge next to said first spiral ridge.
6. The device as defined in claim 4, wherein said first spiral ridge has the greatest diameter in said threaded stem.
7. The device as defined in claim 5, wherein said first spiral ridge has the greatest diameter in said threaded stem.
8. A spinal fixation and retrieval device comprising:

a bone plate having a plurality of slot holes; and a plurality of screws, said screws being fastened via said slot holes onto vertebrae, at least one of which has a head, a threaded stem, and a neck connecting said head and said threaded stem;

wherein at least one of said slot holes is a long slot hole having two opposite walls defining a width of said long slot hole, and said two opposite walls further being slanted outward from a bottom portion to an upper portion thereof; wherein said head has a diameter ranging between a relatively longer distance between said upper portions and a relatively shorter distance between said bottom portions of said two opposite walls.

9. The device as defined in claim 8, wherein said neck

has a diameter smaller than said relatively shorter distance between said bottom portions of said two opposite walls.

10. The device as defined in claim 8, wherein said threaded stem comprise a first spiral ridge adjacent to said neck having a diameter greater than said relatively shorter distance between said bottom portions of said two opposite walls and a shank next to said first spiral ridge having a diameter smaller than said relatively shorter distance between said bottom portions of said two opposite walls.
11. The device as defined in claim 10, wherein said bottom portions of said two opposite walls have a thickness substantially smaller than a pitch between said first spiral ridge and a second spiral ridge next to said first spiral ridge.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

FIG.1a
(Prior Art)

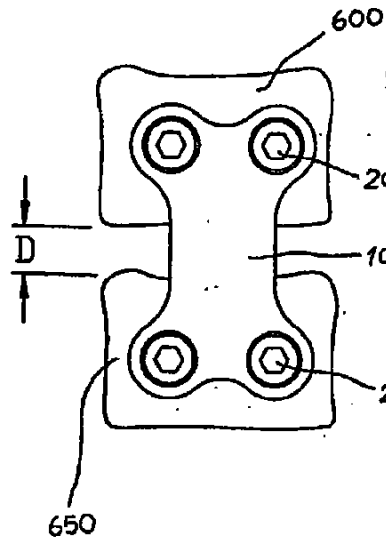


FIG.1b
(Prior Art)

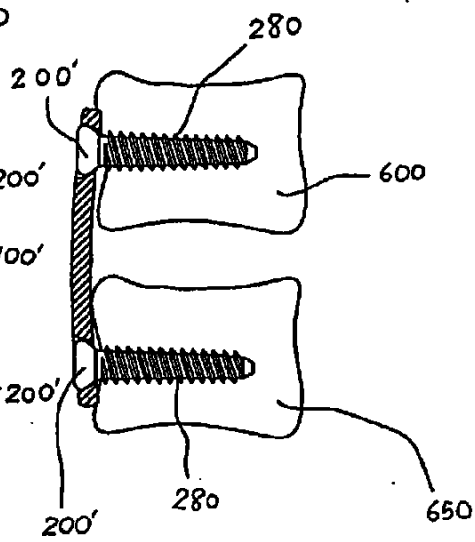


FIG.1c
(Prior Art)

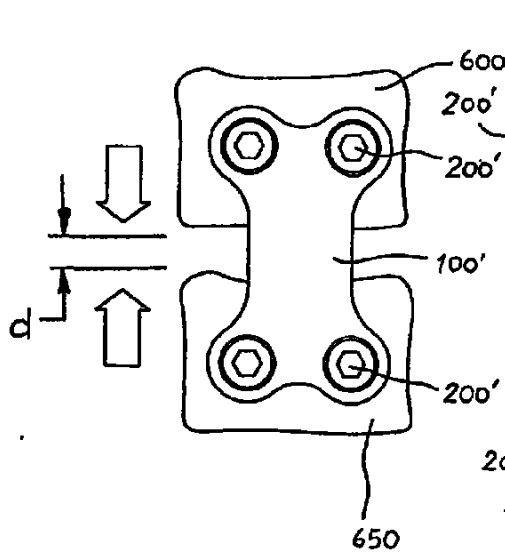
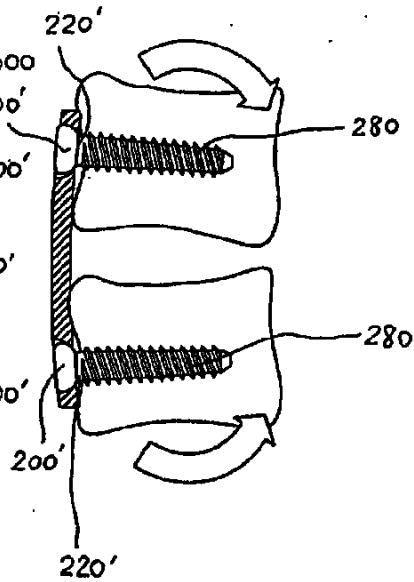


FIG.1d
(Prior Art)



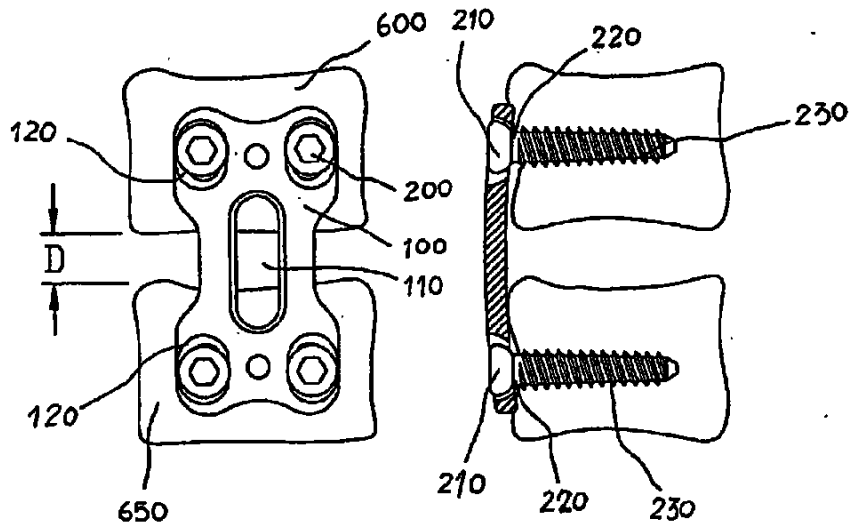


FIG. 2a

FIG. 2b

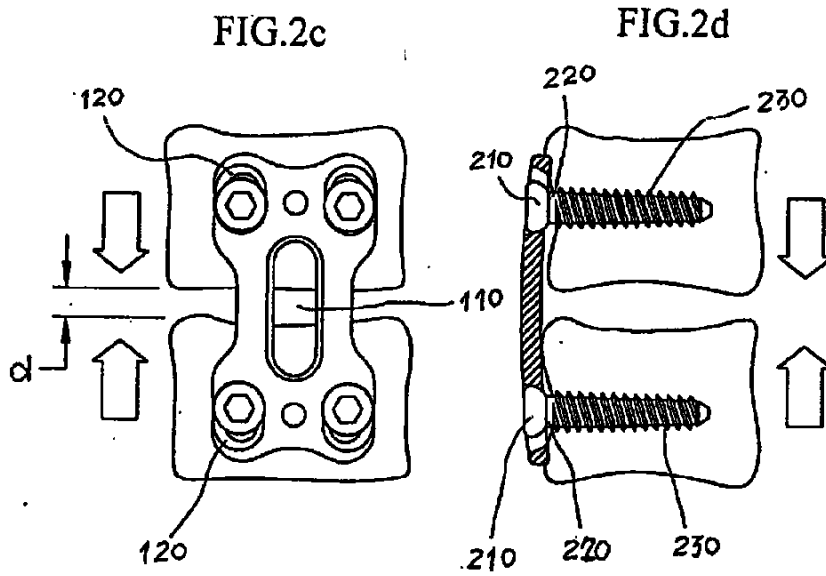


FIG. 2c

FIG. 2d

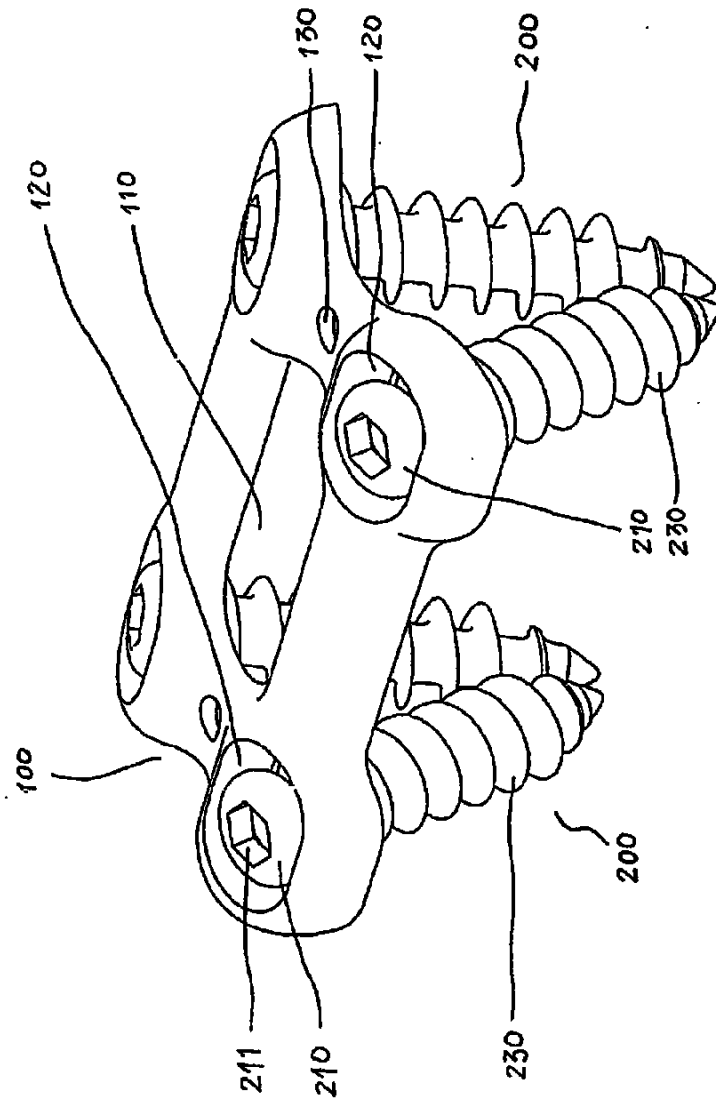
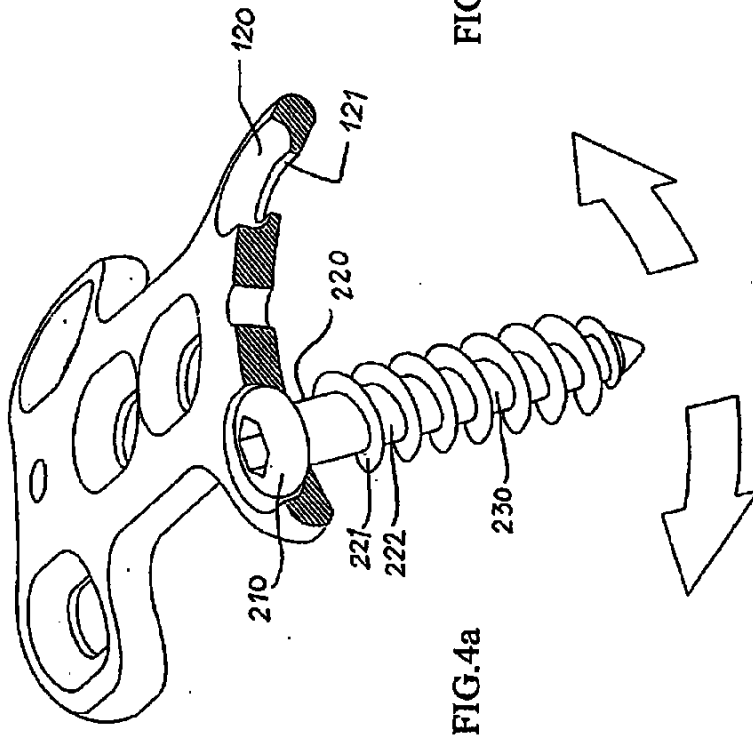
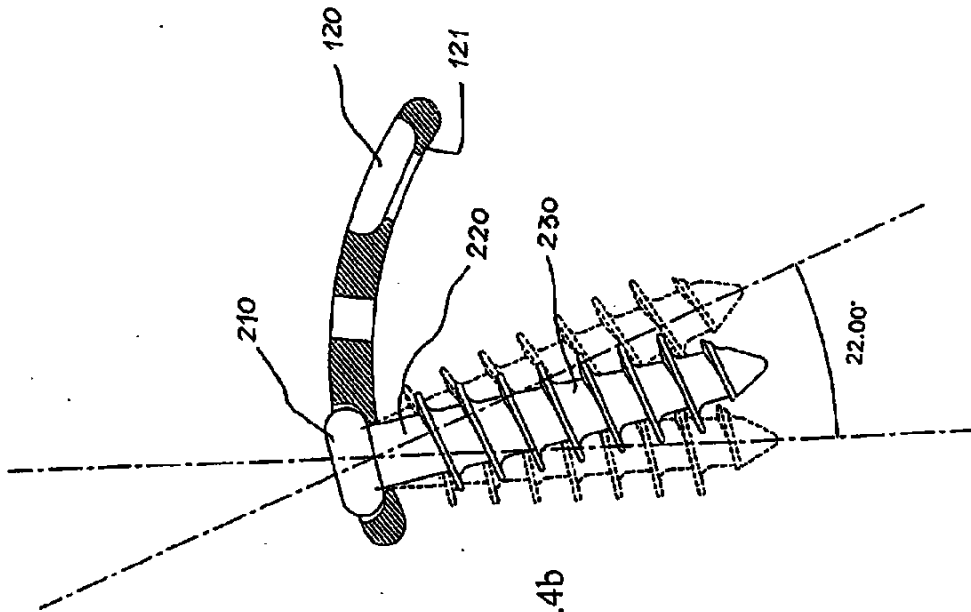


FIG.3



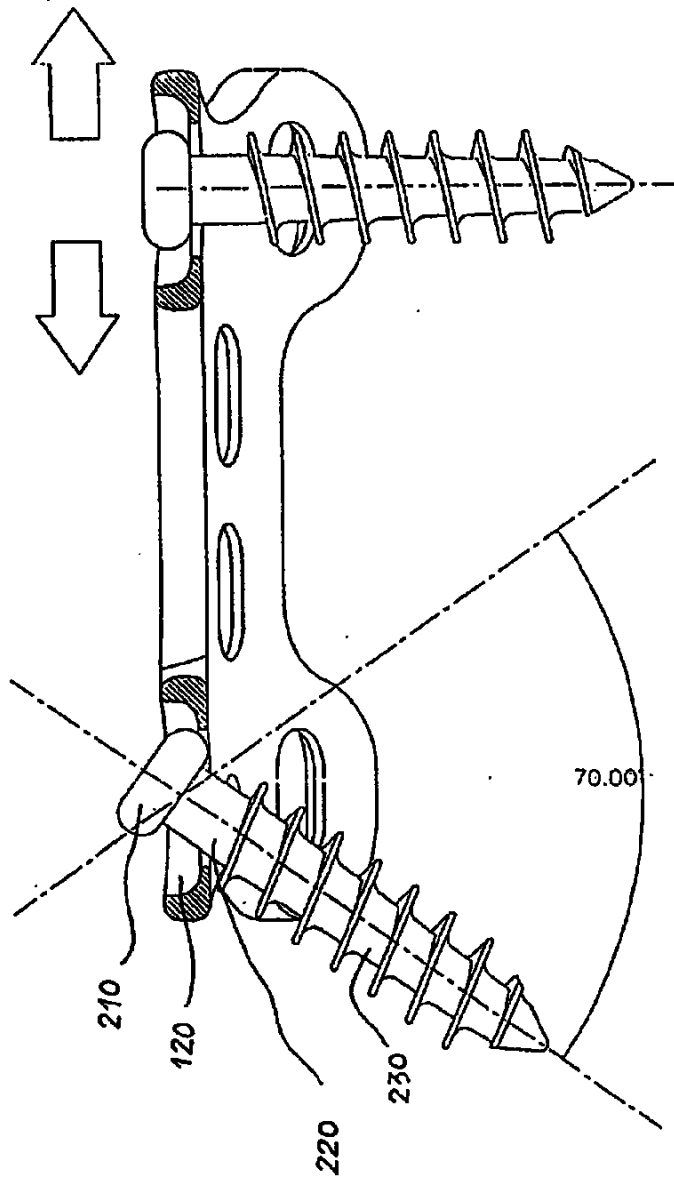


FIG.5

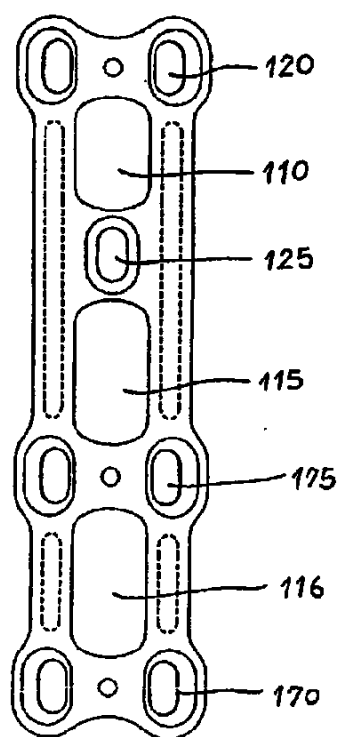


FIG.6



European Patent
Office

EUROPEAN SEARCH REPORT

Application Number
EP 01 13 0475

DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT			
Category	Citation of document with indication, where appropriate, of relevant passages	Relevant to claim	CLASSIFICATION OF THE APPLICATION (Int.Cl.7)
X	WO 00 59388 A (SURGICAL DYNAMICS INC) 12 October 2000 (2000-10-12) * page 4, line 17 - page 5, line 2 * * page 6, line 1 - line 12; figures 1,3 * ---	1-3,8,9	A61B17/70
X	US 2001/047172 A1 (FOLEY KEVIN T ET AL) 29 November 2001 (2001-11-29) * page 2, column 2, line 17 - column 3, line 9 * * page 4, column 2, line 24 - page 5, column 2, line 7; figures 1-3,8 * ---	1-3,8,9	
X	WO 96 09012 A (HANDELMAN JOSEPH H ;BRUERE WILLEM FRANCOIS JACOBUS (ZA)) 28 March 1996 (1996-03-28) * page 6, line 2 - line 12; figures 1-3 * ---	1-3,8,9	
X	WO 95 02373 A (ARTIFEX LTD) 26 January 1995 (1995-01-26) * abstract; figures 1,2 * ---	1,3	
A		8	TECHNICAL FIELDS SEARCHED (Int.Cl.7)
A	US 3 744 488 A (COX J) 10 July 1973 (1973-07-10) * column 2, line 43 - line 55; figure 3 * -----	1,4-11	A61B
The present search report has been drawn up for all claims			
Place of search BERLIN		Date of completion of the search 30 April 2002	Examiner Hansen, S
CATEGORY OF CITED DOCUMENTS X : particularly relevant if taken alone Y : particularly relevant if combined with another document of the same category A : technological background O : non-written disclosure P : intermediate document		T : theory or principle underlying the invention E : earlier patent document, but published on, or after the filing date D : document cited in the application L : document cited for other reasons 8 : member of the same patent family, corresponding document	

EPO FORM 1503 (03.02) (P/C/C/1)

**ANNEX TO THE EUROPEAN SEARCH REPORT
ON EUROPEAN PATENT APPLICATION NO.**

EP 01 13 0475

This annex lists the patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned European search report.
The members are as contained in the European Patent Office EDP file on
The European Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information.

30-04-2002

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 0059388 A	12-10-2000	AU 4199500 A	23-10-2000
		EP 1164955 A1	02-01-2002
		WO 0059388 A1	12-10-2000
US 2001047172 A1	29-11-2001	AU 7878400 A	23-04-2001
		WO 0126566 A1	19-04-2001
WO 9609012 A	28-03-1996	AU 3594495 A	09-04-1996
		WO 9609012 A1	28-03-1996
		ZA 9508277 A	24-04-1996
WO 9502373 A	26-01-1995	AU 696256 B2	03-09-1998
		AU 7360494 A	13-02-1995
		CA 2167293 A1	26-01-1995
		EP 0708619 A1	01-05-1996
		WO 9502373 A1	26-01-1995
		US 5569251 A	29-10-1996
US 3744488 A	10-07-1973	NONE	

EPO FORM P0659

For more details about this annex : see Official Journal of the European Patent Office, No. 12/82

A1

**DEMANDE
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

N° 76 12565

(54) **Implant chirurgical pour défauts de colonne vertébrale.**

(51) Classification internationale (Int. Cl.²). **A 61 B 17/18; A 61 F 5/00.**

(22) Date de dépôt **28 avril 1976, à 15 h 18 mn.**

(33) (32) (31) Priorité revendiquée : *Demande de brevet déposée en Grande-Bretagne le 28 avril 1975,
n. 17.611/1975 au nom de John Emmett Hall.*

(41) Date de la mise à la disposition du
public de la demande **B.O.P.I. — «Listes» n. 48 du 26-11-1976.**

(71) Déposant : **Société dite : DOWNS SURGICAL LIMITED, résidant en Grande-Bretagne.**

(72) Invention de :

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : **Cabinet Casanova et Akerman.**

La présente invention se rapporte à un implant chirurgical destiné à être utilisé pour corriger la courbure de la colonne vertébrale.

L'une des techniques utilisées pour corriger les courbures vertébrales est la technique de Dwyer consistant à mettre en oeuvre les instruments à l'avant de la colonne vertébrale (cf A.F. Dwyer, "Anterior approach to scoliosis", Journal of the Western Pacific Orthopaedic Association, Vol. VI, n° 1, Mars 1969 ; A.F. Dwyer et autres, "Anterior approach to scoliosis", Clinical Orthopaedics and Related Research, n° 62, pages 192-292, 1969 ; et A.F. Dwyer, "Anterior approach to scoliosis", ibid, n° 93, Juillet 1973). Cette technique implique d'agir sur l'avant de la colonne vertébrale, en accédant à la colonne vertébrale par ablation d'une côte ou éventuellement de deux côtes. On peut appliquer ce procédé pour la correction de la scoliose (courbure latérale de la colonne vertébrale) lorsque des éléments postérieurs sont absents, par exemple, dans le cas de myéloménin-gocèle ou après une laminectomie étendue. Il est particulièrement utile lorsqu'une lordose (courbure de la colonne vertébrale avec une convexité vers l'avant) est surajoutée à la scoliose, et l'on peut souvent l'utiliser comme moyen de fixation supplémentaire dans des courbes paralytiques très longues, notamment lorsqu'elles sont associées à une lordose dans la région lombaire.

Cette technique implique d'appliquer une compression du côté convexe de la colonne vertébrale, après avoir excisé le contenu des disques de façon à redresser la courbe. On applique la compression au moyen d'un câble métallique que l'on fait passer par les têtes de vis dont l'une est ancrée au moyen d'une agrafe métallique dans chaque vertèbre.

On choisit d'abord une agrafe ou un "étrier" d'une dimension qui l'ajuste étroitement sur la vertèbre, et on l'amène sur la vertèbre. On fait alors passer une vis par un trou de l'étrier et on l'enfonce dans la vertèbre, jusqu'à ce que la tête de la vis dépasse au-dessus de l'étrier. On fait passer un câble métallique par un trou de la tête de la vis. On répète cette suite d'opérations sur des vertèbres suc-

cessives en faisant passer un seul câble par toutes les têtes de vis. On applique une tension au câble pour obtenir la force de correction nécessaire, au moyen d'un tendeur spécial. On peut appliquer la tension en un stade à la fois, après avoir fait passer le câble par chaque tête de vis respective, ou bien l'on peut l'appliquer après avoir fait passer le câble par plusieurs têtes de vis ou toutes celles-ci. Lorsqu'on a obtenu la tension correcte, on sertit la tête de vis sur le câble de façon à maintenir le câble à la tension nécessaire.

Lorsqu'on met en oeuvre cette technique, on opère normalement à partir de la partie supérieure de la colonne vertébrale pour la corriger en progressant vers le bas, car cela permet en général d'effectuer la correction finale au niveau le plus accessible de la colonne vertébrale, c'est-à-dire dans la région des vertèbres lombaires. Si l'on devait opérer en progressant vers le haut des vertèbres lombaires aux vertèbres thoraciques, la mise en oeuvre des instruments serait très difficile (les vis supérieures seraient très difficiles à appliquer et le tendeur serait peu commode à manoeuvrer). Lorsqu'on opère de haut en bas, cependant, il se présente une difficulté si l'on doit poursuivre la mise en oeuvre des instruments vers le bas jusqu'au niveau lombo-sacré, ce qui est en général nécessaire lorsqu'on traite une courbe paralytique ou une courbe associée à une myéломéningocèle. Dans ces régions inférieures de la colonne vertébrale, il devient encore une fois extrêmement peu commode de manipuler le tendeur et, par ailleurs, les vis et les étriers ne peuvent être utilisés commodément sur les vertèbres sacrées.

La demande de brevet français n° 76 12564 déposée ce même jour au nom de la Demanderesse et intitulée "Implant chirurgical pour colonnes vertébrales défectueuses"

décrit et revendique un implant pouvant être appelé ancre de fixation au sacrum, permettant de remédier à ces difficultés lorsqu'on atteint le sacrum. On utilise cette ancre de fixation au sacrum pour fixer l'extrémité inférieure du câble au sacrum. On l'insère en général sur le corps de la vertèbre sacrée S1 et dans l'intervalle S1/S2 de logement de disque. On

met alors en oeuvre les instruments en commençant à ce niveau et en progressant vers le haut en direction des vertèbres lombaires. Si l'on devait cependant poursuivre plus haut la mise en oeuvre des instruments vers la vertèbre thoracique, les difficultés précitées se présenteraient de nouveau.

La présente invention concerne un implant chirurgical métallique, sensiblement en U, comportant deux branches lamellaires sensiblement parallèles destinées à être insérées l'une au-dessus et l'autre au-dessous d'une vertèbre, les deux branches étant réunies par une portion de pont lamellaire comportant deux trous destinés chacun à recevoir une vis vertébrale, la ligne joignant les centres des trous étant inclinée, dans le plan de la portion de pont, par rapport à la ligne joignant les centres des extrémités des branches qui sont fixées à la portion de pont.

Cet implant permet d'utiliser deux câbles, ce qui remédie aux difficultés précitées qui se présentent lorsqu'on opère au niveau lombo-sacré. On fixe d'abord l'un des câbles en haut, puis l'on opère en descendant vers la région lombaire, en général la vertèbre lombaire L3, et l'on fixe d'abord l'autre en bas au moyen d'une ancre de fixation au sacrum du type précité, et l'on opère vers le haut jusqu'à la région lombaire, en général la vertèbre lombaire L2. On peut alors appliquer la tension finale, et l'on obtient ainsi la correction finale à ce niveau de la colonne vertébrale qui est le plus accessible.

Pour qu'il y ait un support suffisant dans la région dans laquelle les deux câbles se rencontrent, il faut qu'il y ait un certain chevauchement des deux câbles, et l'on peut y parvenir en utilisant l'implant chirurgical selon l'invention que l'on peut appeler étrier vertébral à deux trous. Cet étrier vertébral à deux trous permet d'insérer deux vis dans une seule vertèbre, la première vis pour recevoir le câble et la seconde vis pour recevoir le second câble. On obtient ainsi le chevauchement des câbles requis.

Dans la situation décrite ci-dessus, il est en général fort approprié d'utiliser un étrier vertébral à deux trous sur chacune des vertèbres lombaires L2 et L3, en utilisant des étriers à un seul trou de la façon classique sur les

autres vertèbres. Il peut cependant y avoir des cas où l'on désire utiliser un seul étrier vertébral à deux trous ou en utiliser trois ou davantage, ou bien où l'on désire les utiliser sur des vertèbres autres que celles qui ont été mentionnées. L'étrier vertébral à deux trous permet simplement l'insertion de deux vis dans une seule vertèbre, ce qui permet alors de fixer deux câbles à une seule vertèbre.

L'étrier comporte deux branches sensiblement parallèles et sensiblement lamellaires. En cours d'utilisation, elles doivent s'ajuster de façon serrée de chaque côté d'une vertèbre, l'une au-dessus de la vertèbre et l'autre au-dessous, et elles peuvent même être légèrement noyées dans la vertèbre. L'extrémité de chaque branche est avantageusement biseautée à sa surface extérieure de façon que la branche se termine par une forme cunéiforme ; cela contribue à la fixation et au maintien de l'étrier en place sur la vertèbre.

La portion de pont lamellaire qui, en cours d'utilisation, est placée sur l'avant de la vertèbre a une forme avantageusement légèrement convexe, vue du côté de la portion de pont éloigné des branches, car cela permet d'ajuster l'étrier de façon plus serrée sur la vertèbre. Pour que cette portion de pont puisse recevoir les deux trous destinés aux vis vertébrales, il est avantageux qu'il ait une longueur égale à deux à trois fois la largeur de chaque branche.

L'épaisseur des branches et de la portion de pont peut être, de façon appropriée, sensiblement égale à 1 mm. La distance entre les faces intérieures des deux branches de l'étrier peut être de 20 à 30 mm. Pour la plupart des utilisations visées, il est approprié de fabriquer les étriers en trois tailles différentes de, par exemple, 22 mm, 25 mm et 28 mm, car cela fournit en général un choix approprié pour permettre de choisir un étrier de dimension appropriée pour toute application particulière. La dimension effective choisie pour une application particulière dépendra de la dimension de la vertèbre à laquelle il doit être fixé.

On peut fabriquer les étriers, de façon appro-

prise, en découpant une forme appropriée dans une feuille métallique, et en la courbant à la forme désirée. Le métal utilisé est normalement du titane, car il n'a pas d'effets fâcheux sur le tissu du corps et ne subit pas, non plus, d'effets fâcheux de sa part.

Les figures du dessin annexé, donné uniquement à titre d'exemple non limitatif, feront bien comprendre comment l'invention peut être réalisée.

La figure 1 est une vue en perspective d'un premier mode d'exécution d'étrier vertébral à deux trous selon l'invention ;

la figure 2 est une vue en perspective d'un second mode d'exécution d'étrier vertébral à deux trous selon l'invention ;

la figure 3 est une vue en perspective d'un troisième mode d'exécution d'un étrier vertébral à deux trous selon l'invention ;

la figure 4 est une vue en bout de l'étrier de la figure 1 ;

la figure 5 est une vue schématique en coupe de deux étriers à un seul trou fixés chacun à une vertèbre.

Chacun des étriers vertébraux à deux trous des figures 1, 2 et 3 a une forme sensiblement en U. Chacun comporte deux branches lamellaires 11, 11', sensiblement parallèles et chaque branche comporte une extrémité biseautée cunéiforme 12, 12', respectivement. Les deux branches sont réunies par une portion de pont lamellaire 13 comportant deux trous 14, 14' diagonalement opposés par rapport aux branches 11, 11'. La portion de pont 13 a une forme légèrement convexe, vue du côté éloigné des branches 11, 11', comme le montre clairement la figure 4. Les étriers sont tous les trois en titane et ont environ 1 mm d'épaisseur. La distance entre les surfaces intérieures des branches 11, 11' est plus grande dans l'étrier de la figure 3 que dans celui de la figure 2, et elle est encore plus petite dans l'étrier de la figure 1.

La figure 5 du dessin annexé est une coupe verticale schématique de deux étriers à un seul trou fixés chacun à une vertèbre. Elle n'est incluse que pour illustrer la façon

- dont on utilise les étriers vertébraux, et l'on a représenté des étriers à un seul trou (non conformes à l'invention) pour des raisons de simplicité. Deux étriers vertébraux à un seul trou 15, 15' sont fixés avec ajustement serré par des vis
- 5 vertébrales 16, 16' à des vertèbres 17, 17'. Chaque vis comporte une tête 18, 18' par laquelle on peut faire passer un câble de titane 19. Les étriers à deux trous selon l'invention peuvent être fixés avec ajustement serré aux vertèbres respectives d'une façon identique, sauf que l'on utilise deux
- 10 vis vertébrales pour chaque étrier. Lorsque les étriers à deux trous ont été fixés aux vertèbres, on peut faire passer un câble métallique par les têtes de vis, on peut appliquer la tension au câble, et l'on peut sertir les têtes de vis sur le câble de la façon courante.
- 15 Un ensemble de vis et écrou spécial à utiliser pour la fixation d'étriers métalliques (à un seul trou ou à deux trous) aux vertèbres est décrit dans la demande de brevet français n° 76 12566 déposée ce jour au nom de la Deman-
- 20 deresse et intitulée " Implant chirurgical pour correction de courbure de colonne vertébrale" et un tendeur spécial destiné à appliquer la tension désirée au câble métallique est décrit dans la demande de brevet fran-
- 25 çais n° 76 12567 déposée ce même jour au nom de la Demanderesse et intitulée "Instrument chirurgical pour correction de colonne vertébrale.
- Il va de soi que des modifications peuvent être apportées aux modes de réalisation qui viennent d'être décrits, notamment par substitution de moyens techniques équivalents, sans pour cela sortir du cadre de la présente invention.

REVENDICATIONS

1. Implant chirurgical, caractérisé en ce qu'il est métallique, sensiblement en U, et comporte deux branches lamellaires sensiblement parallèles destinées à être insérées l'une au-dessus et l'autre au-dessous d'une vertèbre, les deux branches étant réunies par une portion de pont lamellaire comportant deux trous devant chacun recevoir une vis vertébrale, la ligne joignant les centres des trous étant inclinée, dans le plan de la portion de pont, par rapport à la ligne joignant les centres des extrémités des branches qui sont fixées à la portion de pont.

2. Implant selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'extrémité de chaque branche est biseautée sur sa surface extérieure de façon que la branche se termine en coin.

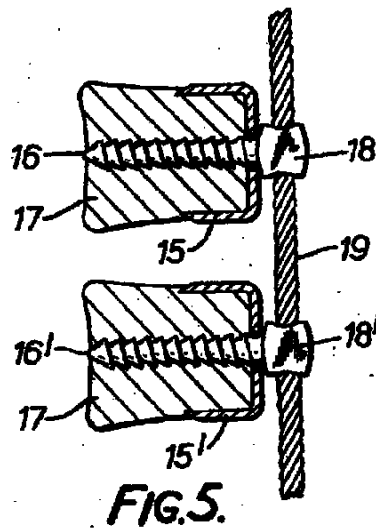
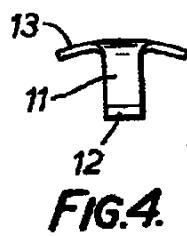
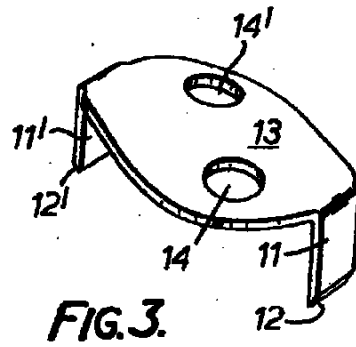
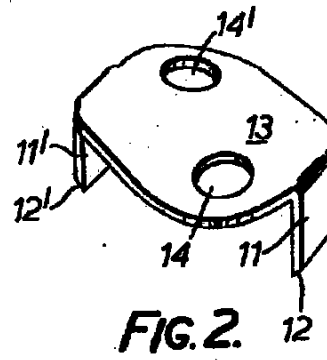
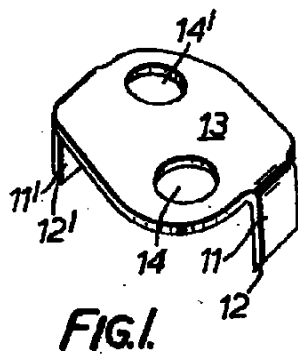
3. Implant selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que la portion de pont a une forme légèrement convexe, vue de son côté éloigné des branches.

4. Implant selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que la portion de pont a une largeur égale à deux à trois fois la largeur de chaque branche.

5. Implant selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que les branches et la portion de pont ont chacune une épaisseur d'environ 1 mm.

6. Implant selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que la distance entre les faces intérieures des deux branches est comprise entre 20 et 30 mm.

7. Implant selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, caractérisé en ce qu'il est en titane.



⑬ RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

⑪ N° de publication :
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

2 559 378

⑫ N° d'enregistrement national :

85 01838

⑮ Int Cl* : A 61 B 17/58.

⑫ **DEMANDE DE BREVET D'INVENTION**

A1

②② Date de dépôt : 8 février 1985.

③③ Priorité : US, 8 février 1984, n° 578 708.

④④ Date de la mise à disposition du public de la
demande : BOPI « Brevets » n° 33 du 16 août 1985.

⑥⑥ Références à d'autres documents nationaux appa-
rentés :

⑦① Demandeur(s) : EDWARDS Charles C. — US.

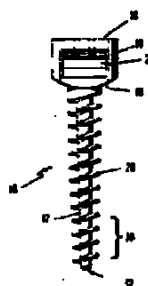
⑦② Inventeur(s) : Charles C. Edwards.

⑦③ Titulaire(s) :

⑦④ Mandataire(s) : Cabinet Beau de Loménie.

⑤④ Vis et dispositif de fixation, et procédé de renforcement de la région du sacrum.

⑤⑦ L'invention concerne une vis de fixation au sacrum.
Elle se rapporte à une vis ayant un boîtier 14 et une tige
filétée 12 autorotative. Le boîtier 14 a une fente 22 dont
les côtés sont chanfreinés et qui permet l'introduction d'un
crochet d'accrochage d'une tige spinale, avec une certaine
latitude d'articulation, si bien que la vis peut être utilisée pour
la fixation de tige spinale en compression ou en extension.
Application aux opérations chirurgicales de la région du
sacrum.



FR 2 559 378 - A1

La présente invention concerne un dispositif de fixation destiné au sacrum et plus précisément une vis autotaraudeuse à structure réticulée destinée à pénétrer dans le sacrum.

- 5 Les seuls dispositifs destinés à assurer une fixation postérieure au sacrum, autant que le sache le déposant, sont les crochets sacro-alaires et les tiges de Knodt. Les crochets sacro-alaires vendus par Zimmer ont une construction analogue à celle d'un crochet
10 spinal classique en ce que ces crochets comportent un corps et un patin d'accrochage raccordés par une partie de connexion. Cependant, dans les crochets sacro-alaires, la partie de connexion a une longueur bien plus grande si bien que le crochet s'ajuste sur la
15 partie supérieure de l'aile du sacrum. Comme les crochets sacro-alaires ne peuvent pousser que vers le bas ou suivant la direction de la colonne vertébrale, contre le sacrum, ils ne peuvent être utilisés qu'avec des tiges d'écartement. Dans cette configuration, les crochets
20 sacro-alaires classiques présentent les inconvénients suivants. D'abord, une dissection supplémentaire considérable est nécessaire à l'introduction des crochets et à la fixation des tiges d'écartement puisque ces éléments se trouvent placés latéralement et en avant d'une
25 région habituellement disséquée au cours d'une fusion spinale.

- Ceci provoque une augmentation du saignement et prend un temps supplémentaire. De plus, les crochets peuvent être mal placés et peuvent provoquer une irritation des nerfs lorsqu'ils sont placés par inadvertance
30 dans les orifices du sacrum, et la fixation peut parfois disparaître lorsqu'ils ne sont pas placés suffisamment loin en avant sur les ailes. Ensuite, comme les crochets sacro-alaires ne se fixent pas directement dans l'os du sacrum, lorsqu'ils subissent une force d'écartement,
35 les crochets ont tendance à tourner vers une position postéro-inférieure, si bien que la force d'écartement et la rigidité de la fixation disparaissent. Troisième-

ment, comme les crochets sont placés plus latéralement que les tiges spinales habituellement, ils ne peuvent pas être utilisés avec des manchons pour tiges spinales et ne peuvent pas être reliés aux couches lombaires afin que la perte de la lordose lombaire soit évitée. En conséquence, ces crochets sont associés à une apparition importante de cyphose iatrogène symptomatique, correspondant à 40 % environ de tous les cas.

La seule autre possibilité de fixation sacrale postérieure est la tige de Knodt qui a un ridoire fileté ayant un petit crochet pointu à chaque extrémité. Ce dispositif est destiné à exercer une force d'écartement entre le bord supérieur du canal spinal sacré et les limbes L-4. Habituellement, on utilise deux tiges. Les crochets inférieurs glissent sous l'os mince qui recouvre le canal spinal au bord supérieur du sacrum. Son but principal est d'assurer une certaine fixation interne, avec l'espoir d'une décompression des racines nerveuses et d'une amélioration de la fusion osseuse. Comme dans le cas des crochets alaires, la tige de Knodt ne peut être utilisée qu'avec des tiges d'écartement.

Les tiges de Knodt présentent les inconvénients suivants. D'abord, elles obligent la partie sacro-lombaire de la colonne vertébrale à être en flexion, provoquant ainsi une cyphose iatrogène et une perte de la lordose lombaire normale. Ensuite, les résultats disponibles suggèrent qu'elles ne présentent aucun avantage par rapport à l'absence de fixation interne, pour la favorisation de la fusion. Ceci est probablement dû au fait que les cellules non différenciées du mésenchyme qui doivent assurer la fusion tentent à former de l'os en compression et des tissus fibreux en extension. En outre, elles n'assurent pas une fixation rigide. Les tiges de Knodt agissent à la manière de vérins uniplanaires et n'assurent donc aucune stabilité en rotation ou latéralement. Troisièmement, les petits crochets

pointus des tiges de Knodt coupent souvent l'os sacré épais et/ou perdent leur position étant donné le degré limité de fixation sur le sacrum et la forme courbe du patin. Quatrièmement, l'utilisation des crochets dans le canal sacré provoque un choc contre les racines nerveuses ou une détérioration de la dure-mère (revêtement du cordon médullaire et des nerfs) dans certains cas. Ceci est dû au fait que le canal sacré est très étroit dans le plan antérieur-postérieur si bien que les crochets appuient contre la dure-mère. Ceci peut provoquer une irritation des nerfs et une douleur ou un mauvais fonctionnement des muscles. Les crochets pointus peuvent aussi provoquer une érosion à travers la dure-mère.

En outre, on a réalisé plusieurs vis spinales destinées à fixer des câbles ou des tiges aux corps vertébraux, sur la partie antérieure de la colonne vertébrale. En général, ces vis comprennent un boîtier fixé à une tige filetée. Cependant, lorsque ces vis sont introduites dans la partie postérieure du sacrum, elles ne permettent pas une fixation satisfaisante des tiges spinales pour deux raisons. Elles ne comportent pas d'articulation permettant de tenir compte de l'angle variable formé par le sacrum et la partie lombaire de la colonne vertébrale. En outre, le trou formé dans le boîtier est trop entérolatéral (ou proche du sacrum et des facettes) pour qu'il s'aligne sur une tige spinale. En outre, cette position empêcherait l'utilisation de manchons sur les tiges spinales. Toutes les vis spinales existantes sont destinées à une fixation spinale antérieure qui correspond à un type de chirurgie tout à fait différent et ne peuvent pas être utilisées à la place de la vis de fixation sur le sacrum selon l'invention. La fixation sur la partie antérieure de la partie lombaire de la colonne vertébrale nécessite le travail sur la face opposée ou avant du patient et a en général des applications très différentes des opérations exécutées selon l'invention.

Les seuls autres dispositifs qui peuvent être utilisés pour la stabilisation de la jonction sacro-lombaire sont des tiges qui se logent dans les iles. Les iles sont les os pelviens qui s'articulent sur le sacrum à l'articulation sacro-iliaque. Les deux dispositifs de cette catégorie sont les tiges sacrées "Harrington" et les tiges de Luque. Cependant, les tiges sacrées de "Harrington" ne sont pas fixées dans le sacrum mais plutôt dans les iles. En conséquence, elles présentent les quatre inconvénients suivants. D'abord, les tiges nécessitent une dissection latérale importante au-delà des articulations sacro-iliaques afin qu'elles soient boulonnées dans les deux iles et afin que les crochets externes soient placés sur la barre sacrée. Ensuite, les tiges peuvent être utilisées uniquement par écartement et ne permettent pas l'utilisation d'une fixation par tige en compression. Troisièmement, l'emplacement postérieur même de la tige iliaque oblige la colonne vertébrale à présenter une cyphose d'une manière plus importante que tout autre dispositif de fixation qui élimine la lordose lombaire. Quatrièmement, les tiges iliaques fixent la partie lombaire de la colonne vertébrale aux os iliaques pelviens et fixent ainsi les articulations sacro-iliaques, en plus de l'articulation sacro-lombaire. Des études sur des animaux ont montré qu'une fixation interne dans ces articulations normales peut provoquer une dégénérescence arthritique. Après une fusion sacro-lombaire satisfaisante, les contraintes à appliquer aux articulations sacro-iliaques sont probablement supérieures aux contraintes normales. Il est très avantageux que ce système doive donc assurer une fixation interne transversalement aux articulations sacro-iliaques pour qu'une certaine fixation de l'articulation sacro-lombaire soit assurée.

En ce qui concerne les tiges de Luque, on les a parfois introduites dans l'os iliaque afin d'obtenir une certaine fixation de l'articulation sacro-lombaire.

Comme les tiges ont un certain profil et sont fixées par des fils aux couches lombaires, ce procédé ne provoque pas obligatoirement une perte de la lordose lombaire normale. Ces inconvénients sont : (1) une fixation
5 sacro-iliaque intempestive (2) l'impossibilité de travailler en compression ou en extension transversalement aux segments spinaux traités et (3) la nécessité du passage de fils sous les limbes et ensuite vers la dure-mère afin que les tiges soient fixées à la colonne
10 vertébrale. Ce procédé n'assure aucune fixation directe au sacrum.

La description qui précède montre manifestement que les dispositifs actuellement disponibles pour la fixation du sacrum présentent de nombreux inconvénients.
15 L'invention a pour objet de remédier à ces inconvénients et elle concerne un dispositif de fixation au sacrum qui est utile dans tous les types de chirurgie spinale postérieure.

L'invention concerne une vis de fixation au
20 sacrum qui fixe des tiges spinales à la partie postérieure du sacrum. La vis de fixation comporte un boîtier ayant une ouverture à sa face supérieure, destinée à coopérer avec un dispositif de commande, et un orifice disposé latéralement à travers le boîtier, l'orifice ayant
25 des parois supérieure et inférieure inclinées qui convergent près du centre du boîtier afin qu'elles forment un orifice plus petit dans la partie centrale du boîtier, et une tige filetée disposée perpendiculairement à partir du côté du boîtier opposé à la surface ayant
30 l'ouverture.

L'invention concerne en outre un système de fixation au sacrum qui comporte la vis précitée de fixation, et un crochet qui est réalisé de manière qu'il s'articule sur la vis de fixation, dans les appli-
35 cations en compression ou en extension.

L'invention concerne aussi un procédé de fixation sûre de tiges en compression ou en extension directement

à la partie postérieure du sacrum.

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention seront mieux compris à la lecture de la description qui va suivre d'exemples de réalisation et en se référant aux dessins annexés sur lesquels:

la figure 1 est une élévation latérale d'un premier mode de réalisation de vis de fixation au sacrum selon l'invention ;

la figure 2 est une vue en plan de la vis de la figure 1 ;

la figure 3A est une coupe de la partie formant le boîtier de la vis selon l'invention ;

la figure 3B est une coupe du boîtier d'un autre mode de réalisation de vis selon l'invention ;

la figure 4 est une élévation latérale d'un crochet spinal destiné à être utilisé avec la vis de fixation au sacrum selon l'invention ;

la figure 5 est une vue de dessous du crochet de la figure 4 ;

la figure 6 représente le crochet de fixation au sacrum selon l'invention utilisé en coopération avec un crochet et une tige en compression ;

la figure 7 représente le crochet de fixation au sacrum selon l'invention en coopération avec un crochet et une tige en extension ;

les figures 8 et 9 représentent la position dans le sacrum, à l'endroit où la vis selon l'invention peut être introduite ; et

la figure 10 représente la position de la vis de fixation dans le sacrum après son introduction dans le patient.

La présente invention concerne une vis de fixation au sacrum qui permet l'utilisation de tiges en compression ou en extension et qui est utile dans tous les types de chirurgie spinale postérieure qui peut comprendre une fusion osseuse au sacrum.

Par exemple, la vis selon l'invention peut être utilisée avec des tiges en extension, pour le

traitement de la scoliose sacro-lombaire et les fractures des vertèbres instables L-4 ou L-5. La vis peut aussi être utilisée avec des tiges en compression dans le traitement des écartements sacro-lombaires, des dislocations, de l'obliquité pelvienne fixe et pour le remplacement des vertèbres lombaires inférieures par une prothèse, dans une opération chirurgicale portant sur une tumeur. En combinaison avec les tiges en compression, la vis selon l'invention et un crochet réalisé spécialement permettent une fixation interne efficace destinée aux fusions sacro-lombaires habituelles pour le traitement de l'instabilité et/ou de l'arthrite. La fixation interne rigide résultante peut accroître la vitesse et la probabilité de fusions satisfaisantes, peut réduire les douleurs postopératoires et peut réduire la nécessité de la protection postopératoire par un plâtre ou des attelles. Après des décompressions sacro-lombaires importantes destinées à la sténose spinale, le dos peut être stabilisé avec des dispositifs de fixation au sacrum et des manchons et tiges en extension. Les orifices des racines de nerfs sont alors élargis et permettent une décompression supplémentaire de ces racines et, en coopération avec des manchons de tiges spinales, la partie sacro-lombaire de la colonne vertébrale peut garder son alignement anatomique.

Comme indiqué précédemment, la vis de fixation au sacrum selon l'invention est destinée à être utilisée avec un crochet dans lequel des tiges spinales peuvent être introduites. Le crochet est décrit dans la demande de brevet d'invention des Etats-Unis d'Amérique n° 446001 déposée le 1^{er} décembre 1982 par le présent inventeur sous le titre "Spinal Hook".

La vis de fixation au sacrum selon l'invention est représentée sur les figures 1 à 3 sur lesquelles les références identiques désignent des éléments analogues. La vis 10 comporte deux parties, une tige filetée 12 et un boîtier 14. La tige 12 et le boîtier 14 peuvent

être réalisés en une seule pièce ou séparément puis raccordés, avant ou après vissage de la tige filetée dans le patient. Le boîtier 14 a une forme générale d'un bloc rectangulaire. Une ouverture 20 destinée à coopérer avec un dispositif de commande, par exemple une clé, est formée à la face supérieure 16 du boîtier 14 qui est opposée à la face 18 dont dépasse la tige filetée 12. Comme l'indique la figure 2, l'ouverture 20 est hexagonale afin qu'elle permette une articulation sur un tournevis chirurgical classique à tête hexagonale, mais toute configuration commode peut être utilisée. Bien qu'on ait représenté l'ouverture 20, la vis selon l'invention peut ne pas comporter une telle ouverture 20 puisque celle-ci facilite seulement l'introduction de la vis et n'affecte pas ses fonctions. Un orifice débouchant latéralement 22 est formé dans le boîtier 14. Dans un mode de réalisation, les parois supérieure et inférieure 24 et 26 du boîtier 14 comportent un double chanfrein et convergent vers la partie centrale du boîtier afin qu'elles délimitent à cet endroit une ouverture qui débouche et qui est relativement petite. L'angle formé par chacune des quatre surfaces inclinées avec un axe horizontal est d'environ 23 degrés. Les parois supérieure et inférieure 24 et 26 à double inclinaison permettent une rotation du crochet après l'introduction de celui-ci par l'orifice 22. La tige 12 a des filets 28 à sa surface externe. Les filets 28 ont des cannelures 30 de découpe si bien que la vis est autotaraudeuse. Le bout de la tige 32 est arrondi à titre de précaution afin que le périoste, les nerfs et les autres tissus mous de la partie antérieure du sacrum puissent être écartés par poussée. Le bout a habituellement un diamètre d'environ 3 mm. Les filets 22 sont d'un type à structure réticulée, c'est-à-dire des filets larges, donnant une large surface de contact avec l'os à structure réticulée qui se trouve dans l'aile du sacrum. Ceci augmente la fixation bicorticale

obtenue par le contact des filets avec le cortex postérieur du sacrum et avec le cortex antérieur des ailes.

Les filets ont de façon générale un diamètre d'environ 6,5 mm pour un diamètre de tige d'environ 3,5 mm. La partie filetée de la vis de fixation au sacrum selon l'invention peut avoir une longueur d'environ 35 à 40 mm, qui est la plage de longueur nécessaire au recouvrement des ailes du sacrum dans le cas d'un adulte de taille moyenne. Evidemment, des vis ayant des longueurs différentes peuvent être disponibles afin qu'elles permettent un certain choix. Les filets vont du bout jusqu'à la partie qui se trouve juste au-dessous du boîtier 14 afin que le dépassement de la vis au-dessus de la surface du sacrum soit réduit au minimum.

Le boîtier 14 de la vis 10 a une largeur d'environ 11 mm, une profondeur d'environ 7 mm et une hauteur d'environ 8 mm. Comme indiqué précédemment, le boîtier 14 a une ouverture 20 et un orifice qui débouche 22. L'ouverture 20 est destinée à coopérer avec un tournevis hexagonal alors que l'orifice 22 est destiné à permettre l'articulation d'un crochet anatomique. L'orifice 22 et les parois inclinées ou chanfreins 24 et 26 ont des dimensions telles que le crochet peut pivoter vers les quatre côtés de l'orifice, lorsqu'il subit une force en compression ou en extension. Cet ajustement analogue à un coin stabilise l'articulation entre le crochet et la vis si bien que la rigidité de la fixation sacro-lombaire est accrue. Ainsi, l'orifice 22 a une largeur qui dépasse d'une fraction de millimètre seulement la dimension de la partie la plus large de la base du patin du crochet. Les chanfreins formés au-dessus et au-dessous de l'orifice 22 forment un angle d'environ 20 à 25° et de préférence d'environ 23°, et la distance comprise entre les points médians des chanfreins supérieur et inférieur est seulement légèrement supérieure à l'épaisseur du patin du crochet (environ 2,7 mm). L'angle

Le crochet est représenté sur les figures 4 et 5. Ce crochet 40 comporte un corps 42 ayant un trou longitudinal qui débouche et qui permet l'articulation sur une tige spinale, un patin 44 qui coopère avec une vis de fixation au sacrum et une partie 46 de connexion placée entre le corps 42 et le patin 44. Ce dernier est long et rectiligne et il fait un angle aigu 48 avec la partie 46 de connexion, avec un petit congé. Il existe ainsi un point de contact déterminé lorsque le crochet est soumis à des forces de compression ou d'extension contre la vis de fixation. Le patin rectiligne et la forme en "L" du crochet (à la place de la forme classique en "C") éliminent la dérive d'angle sacro-lombaire qui apparaît lorsque le crochet a une simple forme arrondie ou en C, existant dans les crochets spinaux classiques. La distance comprise entre le corps et le patin du crochet est inférieure à celle des autres crochets pour adulte afin que le dépassement du dispositif composite, c'est-à-dire du crochet et de la vis, soit limité au-dessus du sacrum et aussi afin que le centre du corps du crochet se trouve en position idéale pour la vis spinale.

Comme l'indique la figure 5, le patin 44 du crochet se rétrécit dans deux plans, contrairement aux crochets spinaux classiques. Le patin 44 se rétrécit parallèlement à son axe longitudinal et vers le bout 50. En outre, l'extrémité du patin 44 est chanfreinée afin qu'il forme un bord effilé 52. Cette configuration facilite l'introduction du patin dans l'orifice 22 formé dans le boîtier 14, et permet un coincement mutuel intime lorsque le crochet est mis contre le boîtier de la vis sous l'action de forces de compression ou d'extension.

Lorsque la vis et le crochet de fixation au sacrum selon l'invention sont utilisés en combinaison, ils forment un système d'articulation dans lequel le patin tourne dans l'orifice chanfreiné afin que la

différence entre les axes longitudinaux du sacrum et de la partie lombaire de la colonne vertébrale soit compensée.

Les figures 6 et 7 illustrent la mise en oeuvre de la vis et du crochet selon l'invention, dans des fixations en compression et en extension. Sur la figure 6, la vis 10 de fixation est introduite dans le sacrum 8. Le patin 44 du crochet 40 est introduit dans l'orifice 22 formé dans le boîtier 14 de la vis 10, le patin 44 étant tourné vers la tête du patin. La tige spinale 52 est alors introduite dans la partie 42 formant le corps du crochet 44. Un écrou 54 ou une rondelle est placé à l'extrémité de la tige 52 afin que celle-ci ne puisse pas glisser hors du corps 42. La tige est tirée dans le sens de la flèche afin qu'elle exerce une force de compression sur la colonne vertébrale.

Sur la figure 7, le montage de l'appareil est analogue à celui de la figure 6, mais le patin 44 est tourné vers les pieds du patient. Une force est alors appliquée dans le sens de la flèche afin qu'une force d'extension soit appliquée à la colonne vertébrale.

Les figures 6 et 7 indiquent que l'articulation obtenue avec la vis de fixation et le crochet permet la compensation de la différence moyenne d'angles de 20 à 40° entre l'axe longitudinal de la tige spinale et l'axe du sacrum. Comme l'orifice de la vis a un double chanfrein, la même vis peut être utilisée avec les tiges en compression et en extension.

Comme indiqué dans la suite du présent mémoire, la mise en place de la vis de fixation au sacrum est à la fois commode et rapide pour le chirurgien et elle ne nécessite pas de dissection supplémentaire des tissus du patient. La dissection habituelle du sacrum avant une fusion expose les vertèbres lombaires les plus basses (5^e) et la partie supérieure du sacrum 58 comme représenté sur les figures 8 et 9. L'orientation du trou de 3,2 mm

qui est percé avant l'introduction est simple et est réalisée par rapport à des repères anatomiques. Le chirurgien place simplement le bout du foret sous la partie médiane de la facette droite et/ou gauche L-5/S-1 60 et incline la partie médiane du foret contre le bout infériodorsal de l'extrémité 62 de la vertèbre L-5. De cette manière, le foret est dirigé au milieu de l'aile du sacrum. Comme l'aile correspond au plus grand volume d'os dans le sacrum ne contenant pas de structure neurale, 10 il s'agit de la cible la plus sûre pour tout dispositif de fixation. En outre, il s'agit de l'os le plus épais et le plus robuste dans le sacrum puisque son rôle est de transmettre le poids du corps de la colonne vertébrale à l'articulation des cuisses par l'intermédiaire du bassin. 15

La dimension et l'orientation du dispositif de fixation au sacrum place le corps du crochet spinal en position idéale pour la coopération avec une tige spinale. Les figures 9 et 10 représentent l'orientation 20 du foret et ultérieurement de la vis de fixation, par le trait interrompu 64. Les filets de la vis se trouvent dans la partie la plus épaisse et la plus sûre de l'aile. En outre, l'axe longitudinal du corps du crochet reste équidistant dans un plan médian par rapport à la vertèbre, 25 antérieurement par rapport aux limbes L-5 et latéralement par rapport à la facette. Il s'agit de l'emplacement habituel d'une tige spinale ainsi que l'emplacement obligatoire d'une tige spinale lorsqu'elle est utilisée avec des manchons. L'utilisation de tels manchons est 30 importante pour deux raisons. D'abord, les manchons de tige spinale facilitent la réduction anatomique dans le cas de déformations spinales et assurent la stabilité de la fixation dans tous les plans de déplacement, dans tous les cas. Ensuite, les manchons préservent la lordose lombaire, lorsqu'ils sont utilisés 35 avec des tiges en extension. Ceci supprime la cyphose iatrogène (c'est-à-dire la perte de lordose normale)

qui a accompagné l'utilisation des tiges en extension selon tous les procédés antérieurs. La littérature récente suggère que la perte de lordose est symptomatique et donne de mauvais résultats dans un tiers des cas
5 dans lesquels les tiges en extension ont été placées à la jonction sacro-lombaire, par mise en oeuvre des procédés connus.

La vis de fixation au sacrum selon l'invention peut être utilisée avec une articulation telle que
10 le crochet spinal décrit précédemment. D'autres dispositifs d'articulation peuvent être utilisés pour la connexion de la vis à une tige spinale. Cependant, une tige spinale peut être introduite dans un mode de réalisation de vis de fixation selon l'invention sans utilisation
15 d'un dispositif d'articulation.

La description qui précède montre que l'insertion de la vis de fixation au sacrum et la mise en place du crochet selon l'invention sont rapides et ne présentent aucune complication. La fixation résultante est très
20 rigide, supérieure à celle qu'on a observée jusqu'à présent dans cette région délicate de la colonne vertébrale. Ainsi, le but chirurgical recherché est facilement atteint, et l'alignement de la colonne vertébrale est bon.

Bien entendu, diverses modifications peuvent
25 être apportées par l'homme de l'art aux dispositifs et procédés qui viennent d'être décrits uniquement à titre d'exemples non limitatifs sans sortir du cadre de l'invention.

en dépasse latéralement, l'orifice ayant des parois supérieure et inférieure (24; 26) qui sont doublement chanfreinées et forment un orifice plus petit au centre du boîtier, cet orifice étant destiné à coopérer avec
5 un dispositif d'articulation (40) qui fait un angle compris entre environ 105 et 135° avec l'axe longitudinal de la vis, et

une tige filetée (12) dépassant perpendiculairement de la base du boîtier.

10 9. Vis selon la revendication 8, caractérisée en ce que le dispositif d'articulation est un crochet spinal (40) ou une tige spinale (52).

10. Vis selon la revendication 8, caractérisée en ce que la face supérieure (16) du boîtier (14) a
15 une ouverture (20) destinée à coopérer avec un dispositif de commande.

11. Vis selon la revendication 8, caractérisée en ce que le boîtier (14) et la tige filetée (12) sont formés en une seule pièce.

20 12. Vis selon la revendication 8, caractérisée en ce que le boîtier (14) est raccordé à la tige filetée (12) de manière que la distance entre l'orifice (22) du boîtier et la tige filetée (22) puisse varier.

13. Vis selon la revendication 8, caractérisée
25 en ce que les filets de la tige filetée (12) forment deux cannelures de découpe (30) destinées à rendre la vis autotaraudeuse.

14. Vis selon la revendication 8, caractérisée en ce que les filets de la tige filetée (12) sont des
30 filets de type réticulé.

15. Vis de fixation au sacrum, caractérisée en ce qu'elle comprend :

un boîtier (14) ayant un orifice dépassant latéralement (22) et un élément rotatif destiné à régler
35 l'angle formé par un dispositif d'articulation (40) introduit dans l'orifice et l'axe longitudinal de la vis, et

une tige filetée (12) dépassant perpendiculairement de la base du boîtier.

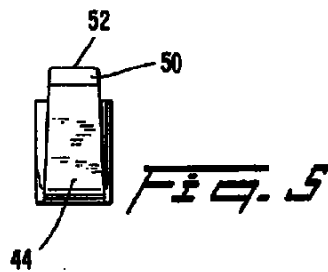
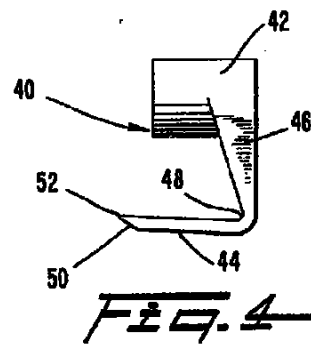
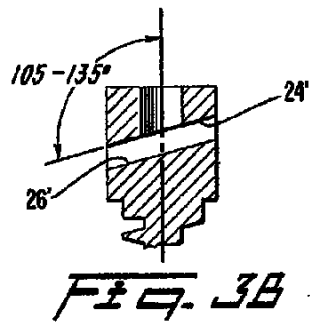
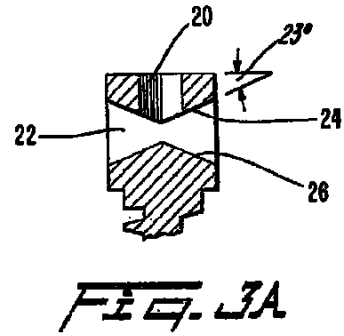
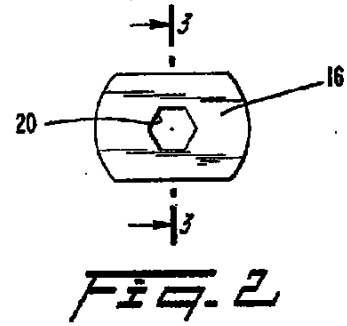
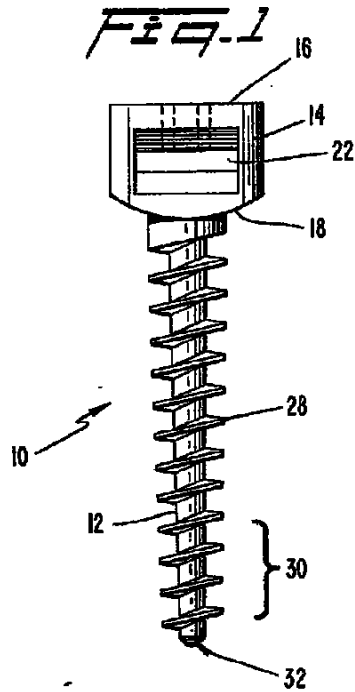
16. Dispositif de fixation au sacrum, caractérisé en ce qu'il comprend :

- 5 une vis de fixation (8) au sacrum qui comporte un boîtier (14) ayant un orifice débouchant latéralement (22), et une tige filetée (12) dépassant de la base du boîtier (14), et

- 10 un dispositif (40) d'articulation qui s'ajuste dans l'orifice (22) formé dans le boîtier (14) et qui raccorde le boîtier (14) à une tige spinale (52) afin que l'angle formé par l'axe longitudinal de la tige spinale et l'axe longitudinal de la vis de fixation soit compensé.

- 15 17. Dispositif selon la revendication 16, caractérisé en ce que les parois supérieure et inférieure (24, 26) de l'orifice formé dans le boîtier sont à double chanfrein afin qu'elles s'articulent sur le dispositif d'articulation.

2559378



2559378

FIG. 6

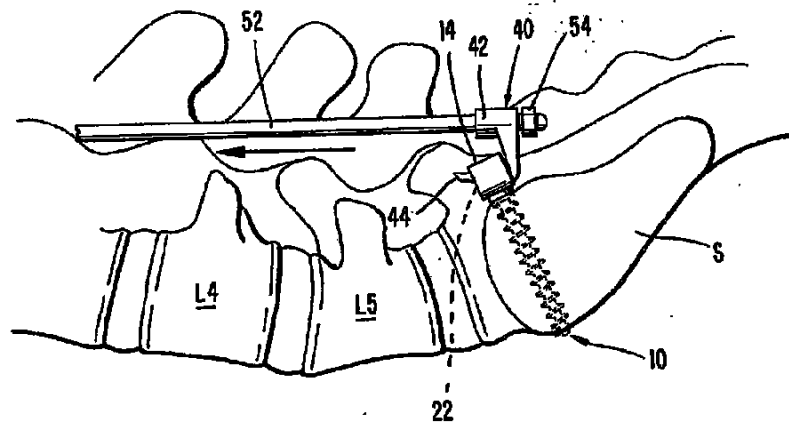
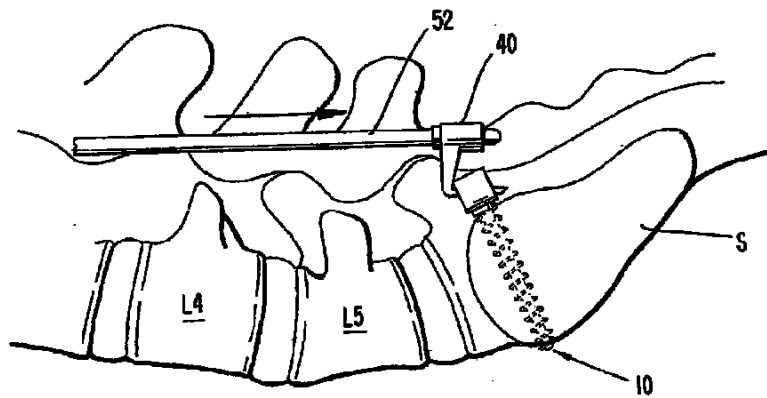
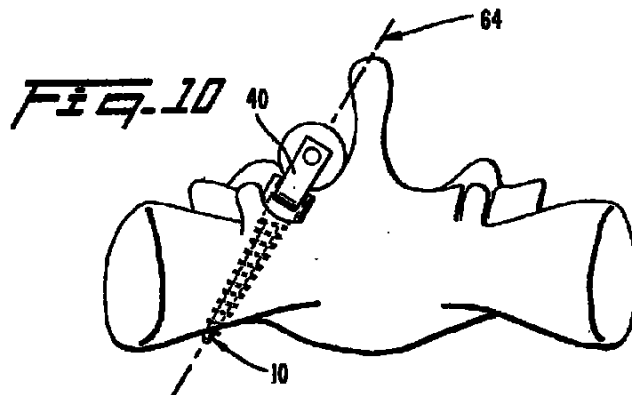
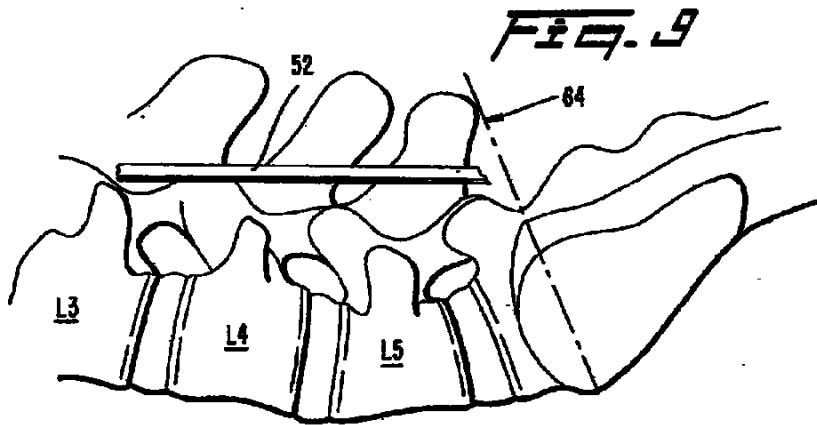
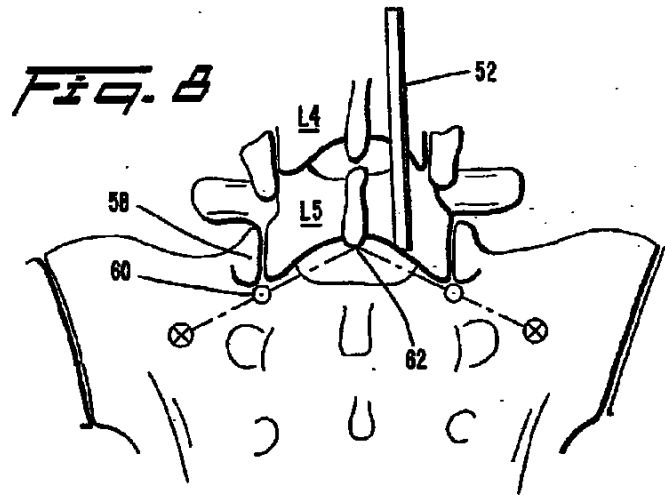


FIG. 7



2559378



La présente invention a pour objet une instrumentation d'ostéosynthèse pour la correction de scolioses lombaires par voie postérieure, du type comprenant pour chaque vertèbre lombaire, deux vis pédiculaires à double filetage et deux tiges associées respectivement à une vis et solidarisées avec celles-ci par des pinces correspondantes.

On sait que le traitement chirurgical des scolioses a pour objectif de corriger la déformation rachidienne dans les trois plans de l'espace. A cette fin, ce traitement réalise une compression entre tous les éléments anatomiques structurels qui s'opposent à la correction (disques, articulaires, ligaments, etc..) et ce au moyen d'une instrumentation dont les points d'application et les directions des forces développées doivent aller dans le sens de la correction.

Pour satisfaire à ces impératifs, les instrumentations les plus récentes connues réalisent une prise segmentaire intéressant plusieurs vertèbres de la déformation :

- soit toutes les vertèbres, avec prise sur les corps vertébraux ou sur les arcs postérieurs;
- soit certaines vertèbres dites stratégiques, par une instrumentation située au niveau de la colonne postérieure.

Les différences entre ces dispositifs résident dans leur mode d'action et dans le type de "prise" vertébrale, les instrumentations antérieures connues permettant une excellente prise vertébrale au moyen de vis corporeales transversales.

Par ailleurs, l'excision discale nécessaire à la greffe, et que permet l'abord direct des corps vertébraux, permet une correction importante de l'in-

clinaison latérale et de la rotation en raccourcissant la colonne antérieure. Elle présente toutefois l'inconvénient lié à la nature de sa voie elle-même, en raison de la proximité d'organes nobles. Mais surtout, si cette instrumentation antérieure a un effet "décyphosant", elle n'a pas un effet réel lordosant du fait de son mode d'action en compression antéro-latérale.

Or, la restitution d'une lordose est particulièrement importante au niveau thoraco-lombaire et surtout lombaire pour l'équilibre sagittal du patient.

Les instrumentations postérieures prévues sur les arcs postérieurs ou au niveau de la colonne postérieure avec des crochets, permettent une bonne correction frontale, sagittale au niveau lombaire, mais malheureusement ne procurent pratiquement aucune efficacité dans le plan horizontal, c'est-à-dire que pratiquement aucun effet de dérotation vertébrale n'est obtenu.

Cette lacune est liée en grande partie au mode de la prise vertébrale. En effet, au niveau lombaire considéré ici, les articulaires ne sont pas utilisables du fait de leur orientation, et les transverses sont trop fragiles pour permettre une prise solide. Par ailleurs, c'est essentiellement sur les lames que sont appuyées les instrumentations, soit par l'intermédiaire de fils (Luque), soit par l'intermédiaire de crochets (Cotrel-Dubousset). Or, ces prises lamaires présentent l'inconvénient de ne pas assurer une prise vertébrale parfaite autorisant une petite mobilité de la vertèbre par rapport à l'instrumentation. Par ailleurs, elles sont très mal placées mécaniquement pour permettre une dérotation vertébrale,

car elles sont trop proches de l'axe de rotation.

Il s'ensuit, notamment lors de la rotation de la tige en lordose avec l'instrumentation Cotrel-Dubousset, une perte de la correction potentielle avec absence de dérotation vertébrale réelle -qui persiste par rapport à l'instrumentation- et lordotisation, moins importante de la colonne par rapport à la tige. En d'autres termes, il est relativement difficile de déplacer la vertèbre dans les trois directions de l'espace au moyen de cette instrumentation.

L'invention a pour but de réaliser une instrumentation d'ostéosynthèse pour la correction de scoliores lombaires par voie postérieure ne présentant pas ces inconvénients.

Suivant l'invention, l'instrumentation comporte, pour chaque vertèbre, une plaque traversée par les vis pédiculaires et adaptée pour maintenir celles-ci transversalement.

La présence de cette plaque de liaison et de maintien transversal des vis associées permet une correction tridimensionnelle effective par voie postérieure, grâce à une prise vertébrale solide. De plus, la plaque supporte une partie de l'effort exercé sur la vertèbre, ce qui évite des risques de cassure ou d'arrachement de cette dernière.

Suivant un mode de réalisation de l'invention, la plaque est profilée en V largement ouvert et dont la concavité est dirigée vers un canal médulaire de la vertèbre, et les extrémités de ladite plaque sont traversées par les vis correspondantes, grâce à des trous de préférence tronconiques ménagés dans lesdites extrémités.

Grâce à ce profil tronconique, il est possible de positionner les vis pédiculaires avec un

débattement angulaire important, par exemple de l'ordre de 20°.

D'autres particularités et avantages de l'invention apparaîtront au cours de la description qui va suivre, faite en référence aux dessins annexés qui en illustrent un mode de réalisation à titre d'exemple non limitatif :

- la Figure 1 est une vue en élévation en traits continus d'une vertèbre lombaire d'une colonne vertébrale affectée d'une scoliose et, en traits plus fins, de la même vertèbre positionnée après correction;

- la Figure 2 est une vue en perspective éclatée d'un mode de réalisation de l'instrumentation d'ostéosynthèse selon l'invention;

- la Figure 3 est une vue de dessus de l'instrumentation de la Figure 2 positionnée sur une vertèbre lombaire redressée;

- la Figure 4 est une vue mi-coupe, mi-élévation partielle à échelle agrandie, de l'instrumentation de la Figure 3;

- la Figure 5 est une vue en élévation de l'ensemble d'une instrumentation conforme aux Figures 2 à 4 disposée sur des vertèbres lombaires.

On voit à la Figure 1 une vertèbre lombaire 1a d'une colonne vertébrale affectée par une scoliose lombaire, et en traits fins cette même vertèbre 1b positionnée après correction au moyen de l'instrumentation visée par l'invention.

Comme le montrent les trois séries de flèches F, G, H, cette déviation de la position de la vertèbre 1a est tridimensionnelle, de sorte que la correction de son positionnement doit pouvoir être réalisée dans les trois plans de l'espace, au moyen

5

notamment d'une dérotation latérale indiquée par l'angle A.

L'instrumentation d'ostéosynthèse visée par l'invention est donc destinée à permettre cette correction de scoliores par voie postérieure. Cette instrumentation comprend (Figures 2 à 4), pour chaque vertèbre lombaire, deux vis pédiculaires 2, 3 à double filetage 4, 5 séparés par un corps 6 et par une partie tronconique 7. La partie 2a extérieure à la vertèbre porte un filetage 4 à faible pas de vis, tandis que la partie 2b de la vis 2, 3 porte un filetage 5 à pas important et est destinée à s'enfoncer dans le corps vertébral. Ces vis sont dites du type à spondylolithésis.

L'instrumentation comporte également deux tiges moletées 8, 9 à pointes de diamant, associées respectivement à une vis pédiculaire 2, 3 et solidarisées avec celles-ci par des pinces correspondantes 11, 12 ainsi que, pour chaque vertèbre, une plaque 13 traversée par la partie 2b des vis 2, 3 portant le filetage 5 et adaptée pour maintenir celles-ci transversalement.

La plaque 13 est profilée en V largement ouvert et dont la concavité est dirigée vers un canal médulaire 14 (Figure 3) de la vertèbre 1b. Les extrémités 15 de la plaque ou barrette 13 sont rabattues dans un même plan par rapport aux deux branches du V, et percées de trous tronconiques 16 adaptés pour recevoir la partie filetée 2b des vis 2, 3.

La plaque 13 est pourvue, dans sa partie médiane, de moyens de préhension par un outil non représenté tel qu'un davier, afin de permettre de déplacer la vertèbre dans les directions souhaitées. Dans l'exemple d'exécution représenté, ces moyens de

préhension consistent en un bossage 17 saillant vers l'extérieur du V, c'est-à-dire dans la direction opposée au canal médulaire 14, et dans lequel est ménagé un trou taraudé 18 destiné à recevoir l'extrémité correspondante de l'outil.

Bien entendu, chaque plaque de maintien transversal 13 peut être réalisée suivant différentes longueurs, de manière à pouvoir s'ajuster à toutes les morphologies des vertèbres.

Chaque pince 11, 12 de liaison entre la tige moletée 8, 9 et la vis 2, 3 associée est constituée de deux demi-crochets ou héli-crochets 19, 21 présentant chacun à une extrémité une ouverture semi-circulaire 22, 23. Les demi-crochets 19, 21 sont disposés l'un par rapport à l'autre de manière que les ouvertures 22, 23 se complètent pour recevoir la tige correspondante 8 ou 9. Chaque demi-crochet 19, 21 est percé d'un trou 24, 25 de passage de la partie filetée 2a de la vis 2 (ou 3) portant le filetage 4. Chaque trou 24, 25 présente un évasement tronconique 24a, 25a adapté pour recevoir respectivement un écrou 26 de serrage des deux demi-crochets 19, 21 sur la tige 8 (ou 9), et la partie tronconique 7 de la vis (Figure 4).

La mise en oeuvre de l'instrumentation qui vient d'être décrite est la suivante.

Tout d'abord, on monte chaque plaque transversale 13 sur les deux vis pédiculaires correspondantes 2, 3 dont les parties filetées 2b sont enfoncées dans les corps vertébraux. Puis on enfile chaque tige moletée 8, 9 préalablement galbée à la courbure voulue dans deux crochets extrêmes 27 et 28 (Figure 5) pédiculaire et laminaire. (Les crochets 27 et 28 sont connus en soi et ne nécessitent donc pas de description particulière).

On monte ensuite sur la partie filetée 2a de chaque vis 2, 3 les demi-crochets 19, 21, à une hauteur déterminée par la déformation de la vertèbre, de telle façon que la tige 8, 9 soit emprisonnée dans les ouvertures 22, 23 entre les demi-crochets 19, 21. Ces derniers prennent donc appui sur la tige 8 ou 9 bloquée par ses extrémités dans une position fixe, les vis 2, 3 étant d'autre part bloquées dans la vertèbre. On visse alors l'écrou 26 sur le filetage 4 jusqu'à ce qu'il s'enfonce dans l'évasement tronconique 24a (l'évasement tronconique 25a recevant la partie tronconique 7). Le demi-crochet supérieur 19 étant en appui sur la tige fixe 8 ou 9, ce serrage de l'écrou 26 élève la vertèbre jusqu'à ce que la tige 8 (ou 9) vienne en contact avec le demi-crochet inférieur 21, qui lui-même se trouve en contact avec le cône supérieur 7. On achève le serrage de l'écrou 26 et la vertèbre est alors redressée.

On a ainsi réalisé un ensemble monobloc comprenant la prise de la tige 8 ou 9 par les deux demi-crochets 19, 21 bloqués par la partie conique 7 et par l'écrou 26, la vis 2 ou 3 étant elle-même prise par la vertèbre.

On effectue ce mouvement de "dérotation", qui permet de donner une tension aux vertèbres lombaires V1, V2, V3 (Figure 5) pour chacune de celles-ci successivement. Chacune de ces opérations successives est facilitée par la présence de la plaque de liaison 13 préalablement enfilée sur la partie filetée 2b puis sur le corps 6 de la vis avant vissage de celle-ci dans le corps vertébral.

La présence des plaques 13, ancrées sur l'une des vis 2, 3 enfoncées dans la vertèbre, permet de serrer l'écrou 26 sur l'autre vis (3 ou 2) et de

forcer sur le filetage 4 en évitant tout risque de cassure ou d'arrachage de la vertèbre. En effet, chaque plaque 13 reçoit une partie de l'effort exercé sur la vertèbre.

5 Une fois la première série de demi-crochets 19, 21 ainsi mise en place sur les vis et la tige correspondante 8 ou 9, on recommence avec la deuxième série de demi-crochets 19, 21 sur la deuxième tige 9 ou 8. Comme dans la séquence précédente, l'appui fixe
10 fourni par les prises extrêmes des crochets pédiculaire 27 et laminaire 28 permet, en vissant et en serrant les écrous 26, de compléter le redressement des vertèbres dans les trois dimensions de l'espace, pour les repositionner correctement (Figure 1).

15 On voit à la Figure 5 l'ensemble de l'instrumentation obtenue après mise en place successive des divers éléments de celle-ci selon les séquences décrites ci-dessus, sur trois vertèbres lombaires V1, V2, V3.

20 En plus des avantages techniques précédemment mentionnés, l'instrumentation selon l'invention présente les autres avantages ci-dessous.

25 La plaque interpédiculaire 13 solidarissant les vis correspondantes 2, 3 constitue une "prise bipédiculaire" vertébrale très solide permettant d'agir sur la vertèbre dans toutes les directions, les contraintes étant réparties sur l'ensemble de la vertèbre entre les vis 2, 3 convergentes vers le corps vertébral et leur liaison par la plaque 13.

30 La préhension de cette dernière en cours de séquence de montage est rendue possible par le bossage 17 percé du trou fileté 18 de réception d'un davier, qui permet au chirurgien de déplacer et d'orienter correctement les vertèbres au cours des séquences

décrites ci-dessus. Les trous tronconiques 16 permettent de positionner les plaques 13 sur les corps 6 des vis avec un large débattement angulaire, par exemple de l'ordre de 20° (Figure 3) en fonction de la géométrie des trous coniques 16. Le positionnement des plaques 13 est ainsi adapté à la morphologie de chaque vertèbre.

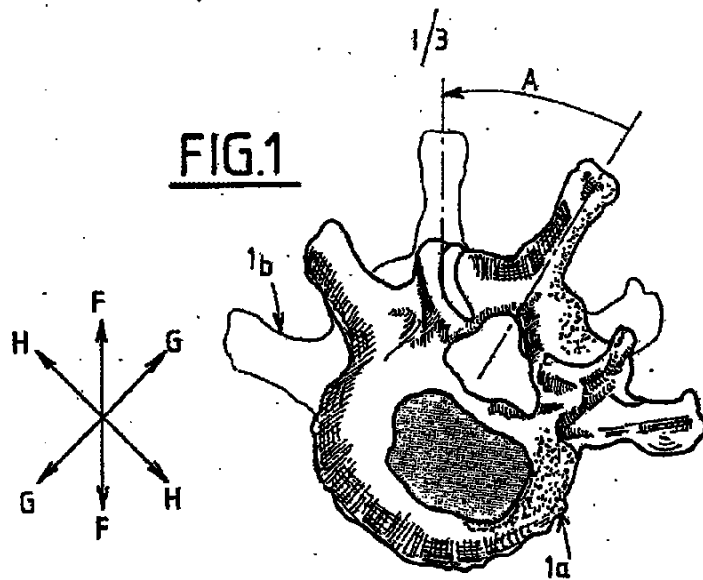
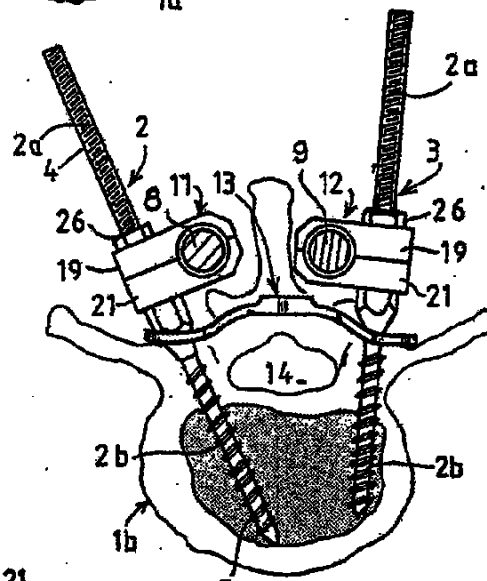
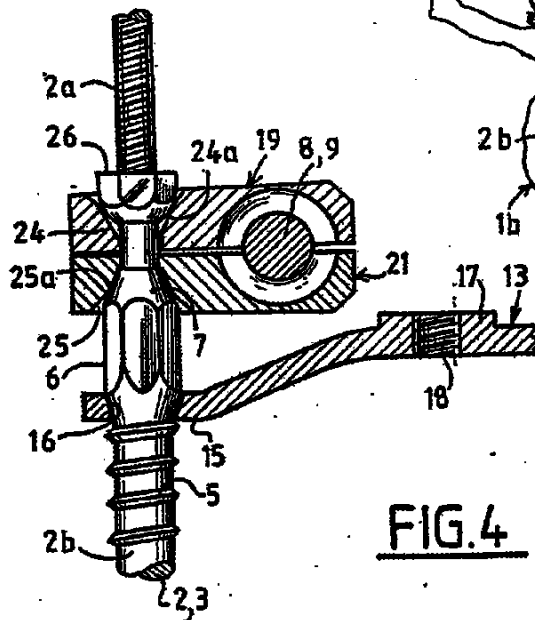
Par ailleurs, le fait de remplacer les crochets simples des instrumentations antérieures par deux demi-crochets ou héli-crochets 19, 21 complémentaires améliore notablement la stabilité de la tige moletée 8, 9, qui en effet n'est plus logée dans une mâchoire ouverte et ne risque donc plus de glisser dans celle-ci. Du côté convexe, la tige 8 ou 9 pousse en lordose sur les héli-crochets antérieurs 19, la stabilisation étant favorisée par le serrage des héli-crochets postérieurs 21. Le pédicule convexe est ainsi poussé vers l'avant. Du côté concave inversement, les héli-crochets postérieurs 21 permettent par vissage progressif, d'augmenter la dérotation par rappel postérieur du pédicule concave. L'ensemble des deux héli-crochets 19, 21 incomplètement verrouillés permet d'exercer des forces de traction et de compression.

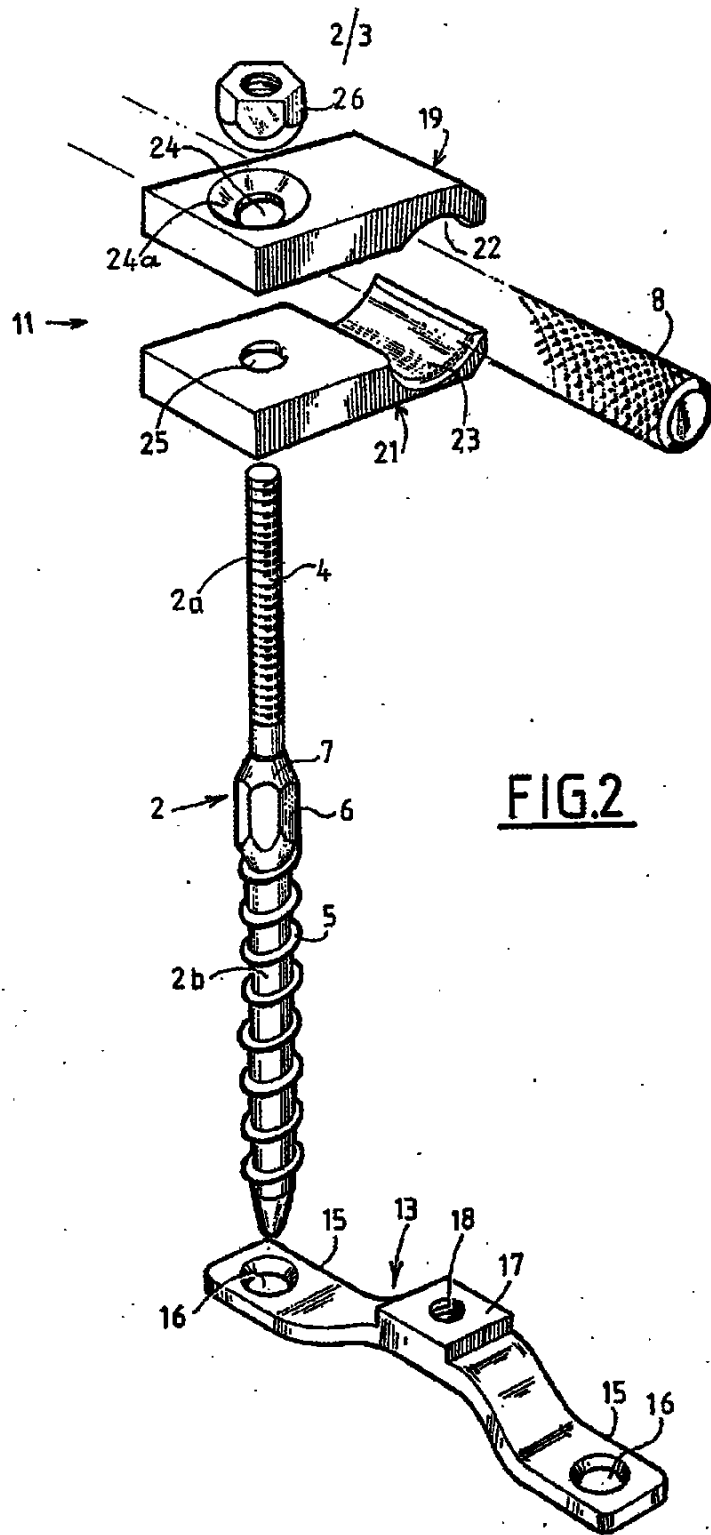
Il convient également de noter que la structure articulaire postérieure a été préalablement au maximum diminuée par une excision articulaire large : en d'autres termes, les ligaments et les muscles de maintien de la vertèbre ont été réduits par le chirurgien afin de faciliter le déplacement de celle-ci.

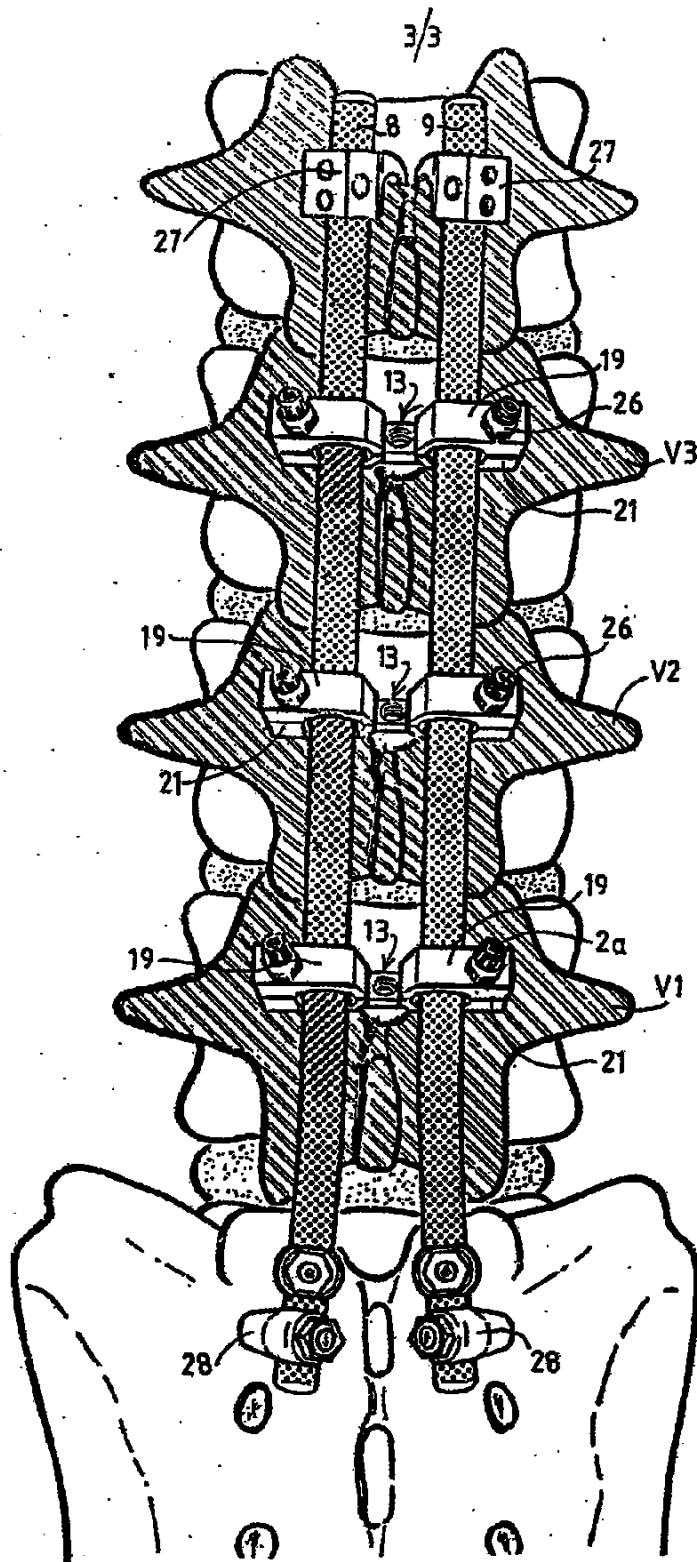
Enfin, comme déjà indiqué, la partie médiane en V des plaques ou barrettes 13 permet, grâce à son trou fileté 18, la prise de la plaque par un instrument permettant d'agir sur celle-ci.

De nombreuses variantes peuvent être apportées à l'invention dans le cadre des revendications ci-après.

associée (2, 3) est constituée de deux demi-crochets (19, 21) complémentaires, présentant chacun une ouverture semi-circulaire (22, 23), la tige (8, 9) pouvant être reçue et bloquée dans lesdites ouvertures 5 grâce à un écrou (26) de serrage des demi-crochets (19, 21) dont la vis (2, 3) est pourvue.

FIG.1FIG.3FIG.4





RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication :
(A n'utiliser que pour les
commandes de reproduction).

Wrong! Should be 2624720
2 264 720

A1

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

(21)

N° 75 08790

(54) Dispositif de transport d'une étiquette collante d'un poste de distribution à un poste de prélèvement.

(51) Classification internationale (Int. Cl.²). B 65 C 9/08.

(22) Date de dépôt 20 mars 1975, à 16 h 7 mn.

(33) (32) (31) Priorité revendiquée : *Demande de brevet déposée en Suisse le 21 mars 1974, n. 3.916/1974 au nom du demandeur.*

(41) Date de la mise à la disposition du public de la demande B.O.P.I. — «Listes» n. 42 du 17-10-1975.

(71) Déposant : LEHNER-STIRNEMANN Max, résidant en Suisse.

(72) Invention de :

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : Simonnot, Rinuy, Santarelli.

L'invention concerne un dispositif de transport d'une étiquette collante d'un poste de distribution à un poste de prélèvement.

Il existe des balances qui impriment le prix unitaire, le poids de la marchandise pesée et le prix calculé de cette marchandise sur une étiquette et qui dirigent cette étiquette, dont le revers est tourné vers le haut, vers un poste de distribution auquel elle peut être prélevée pour être fixée sur la marchandise.

Cette étiquette est souvent autocollante ou collante, et dans ce dernier cas, comporte sur le revers une couche de colle qui s'active à la chaleur. Dans ce dernier cas, un élément chauffant est en général disposé au poste de distribution de la balance et active l'adhésif de l'étiquette amenée à ce poste.

Ces dispositifs connus ont l'avantage que la marchandise qui vient d'être pesée ou tout au moins qu'un porte-étiquette se fixant ensuite sur elle peut être appliqué directement à la fin du processus de pesée contre l'étiquette dirigée vers le poste de distribution en ayant son côté adhésif tourné vers le haut, la marchandise pesée comportant ainsi les indications nécessaires à sa vente. De plus, les erreurs de désignation de la marchandise sont éliminées avec sécurité, car le dispositif est en général conçu de manière à n'autoriser une nouvelle pesée que lorsque l'étiquette imprimée à la suite de la pesée précédente a été enlevée du poste de distribution.

Ces dispositifs ont par contre l'inconvénient que le poste de distribution prévu sur la balance par le fabricant de cette dernière n'est pas adapté aux conditions existant au lieu d'utilisation. La place disponible ne permet souvent pas d'appliquer directement la marchandise sur l'étiquette préparée, en particulier lorsqu'il s'agit de grands paquets auxquels il faut adjoindre une étiquette.

L'invention a pour objet un dispositif de transport vers un poste de prélèvement d'une étiquette ayant été préparée à un poste de distribution et dont le côté adhésif est tourné vers le haut, ce dispositif étant mieux adapté aux nécessités de l'utilisateur.

Selon une particularité essentielle du dispositif de l'invention, il comporte une glissière fixe qui relie dans le sens du transport le poste de distribution au poste de prélèvement aboutissant à une butée et un brin de corde, d'entraînement sans fin en défilement continu au-dessus de la glissière balaye cette dernière du poste de distribution jusqu'à un emplacement situé au devant du poste de prélèvement, un brin d'une corde unique placée au milieu de la glissière balayant une première zone de cette dernière, par rapport au sens de transport, et deux cordes parallèles et espacées en balayant une seconde zone qui chevauche la fin de la première.

L'enlèvement de l'étiquette imprimée par la balance au poste de distribution et son insertion par le dispositif de l'invention entre la corde unique d'entraînement et la glissière lui évitent de se coincer ou de se déformer, ce qui pourrait être le cas si plusieurs cordes étaient prévues pour l'enlever du poste de distribution et qu'elles ne la saisissaient pas simultanément. Le passage de l'entraînement par une corde à l'entraînement par deux cordes au cours du transport contribue à aplanir les étiquettes qui tendraient à s'enrouler sur elles-mêmes à la suite de leur emmagasinage sur un rouleau ou de l'activation de leur adhésif.

Selon un mode de réalisation de l'invention, qui accentue l'effet d'aplanissement, la glissière est coudée de l'horizontale vers le bas en formant une arête à la transition de la première à la seconde zone. Les cordes font donc passer l'étiquette sur cette arête, ce processus étant bien connu pour son efficacité à aplanir les structures planes.

Ce dispositif convient en particulier aux étiquettes de qualité moyenne en une matière qui se charge très peu ou pas du tout d'électricité statique.

Par contre, les étiquettes en matière qui se charge d'électricité statique sont de préférence guidées de manière déterminée jusqu'au poste de prélèvement, car sinon elles risquent d'adhérer à la glissière après avoir

quitté les deux cordes de la seconde zone et de ne pas poursuivre leur parcours prévu sur la glissière jusqu'à la butée à laquelle aboutit le poste de prélèvement. Il n'est pas possible de prolonger les deux cordes d'entraînement jusqu'au poste de prélèvement pour résoudre ce problème, car il serait très difficile ou même impossible de prélever l'étiquette de la manière voulue par applicationn sur elle de la marchandise dont elle doit indiquer la désignation. Il n'est pas possible d'envisager de lutter contre les charges d'électricité statique par exemple par des barres ionisantes ou analogues, car ces organes risqueraient de perturber sérieusement les circuits électroniques de la commande du dispositif et des appareillages voisins.

Selon un mode de réalisation de l'invention qui est plus élaboré que le précédent, et qui convient bien dans ce cas particulier, deux autres cordes sans fin d'entraînement sont disposées sous une troisième zone de la glissière, un brin de ces cordes étant placé au-dessus du plan de la glissière et cette troisième zone chevauchant la fin de la seconde et aboutissant au poste de prélèvement.

Une étiquette transportée par un dispositif de ce type est guidée à la fin de la seconde zone de la glissière en ayant son côté dépourvu d'adhésif qui est appliqué contre les deux autres cordes qui la guident jusqu'au poste de prélèvement et sur lesquelles elle repose à plat. Lorsque l'étiquette est chargée d'électricité statique, cette charge la fait adhérer sur les dites autres cordes. Selon une variante de réalisation de l'invention destinée aux étiquettes qui ne se chargent pas d'électricité statique, des galets de retenu ou d'autres organes analogues convenables maintiennent l'étiquette à sa sortie de la seconde zone en l'empêchant de s'envoler.

L'invention sera décrite plus en détail en regard des dessins annexés à titre d'exemples nullement limitatifs et sur lesquels:

la figure 1 est une élévation d'un premier mode de réalisation du dispositif de l'invention;

la figure 2 en est une vue en plan;

la figure 3 est une élévation analogue à celle de la figure 1 d'une variante de réalisation dont les pièces occupent aussi la même position que sur la figure 1;

la figure 4 est une élévation correspondant à celle de la figure 3, mais dont les pièces occupent la position correspondant à celle du prélèvement d'une étiquette au poste correspondant par application de la marchandise recevant ainsi sa désignation; et

la figure 5 est une vue en plan de cette variante de réalisation.

Le dispositif représenté sur les figures 1 et 2 comporte un pied 1 de support d'une colonne verticale 2 sur laquelle est fixée une assise 3 réglable en hauteur de manière non représentée et sur laquelle est montée une glissière portant la référence générale 4 et débutant en 5 pour aboutir en 6.

Le dispositif est disposé en service de manière que l'extrémité 5 de sa glissière 4 s'insère dans le poste de distribution d'une balance de type courant à impression d'étiquettes de telle manière que l'étiquette imprimée par la balance à la fin de chaque pesée et dirigée sur le poste de distribution s'avance sur la surface 7 d'entrée située à l'extrémité 5 de la glissière. Le dispositif représenté est destiné à transporter cette étiquette rapidement et de manière fiable dans le sens de la flèche 57 de ce poste de distribution 5 à un poste de prélèvement situé à l'extrémité 6 de la glissière qui aboutit de manière décrite plus bas sur une butée marquant la fin du trajet de transport de l'étiquette.

La glissière forme à cet effet un guide rectiligne délimité latéralement par des gardes 9 de tôle fixées sur l'assise 3. Une première zone 10 de la glissière 4, par rapport au sens 57 du transport, est horizontale et se prolonge en une seconde zone 12 inclinée vers le bas sur l'horizontale en formant une arête 11. L'inclinaison de la zone 12 de l'exemple représenté forme un angle d'environ 30° avec l'horizontale. Les gardes 9 délimitent latéralement la voie de transport de la première zone 10,

tandis que la voie de transport de la seconde zone 12 est délimitée latéralement par les ailes 13 d'un cadre 14 en étrier qui entoure cette seconde zone et dont l'âme 15 forme la butée de fin de voie de transport au poste 6 de prélèvement. Le cadre 14 peut pivoter autour d'un axe 17 5 entre deux positions extrêmes et un ressort non représenté le retient à la position représentée sur la figure 1.

Une corde d'entraînement sans fin, défilant en continu et dont un brin balaye la glissière 4 saisit une étiquette délivrée par la balance au poste de distribu- 10 tion et dont le côté enduit d'adhésif est tourné vers le haut, cette corde assurant son transport vers le poste de prélèvement.

Le moteur 8 de commande, dont l'arbre 18 passe transversalement sur la glissière, immédiatement 15 au-dessus de la surface de cette dernière et sur l'arête 11, est fixé sur l'assise 3 de la manière représentée sur le dessin. L'arbre 18 comporte trois gorges de guidage et de commande du défilement en continu de trois cordes sans fin 19, 20 et 21 d'entraînement. La corde 20 passe 20 dans la gorge située au milieu de l'arbre 18 et sur un galet 23 disposé sur un arbre 22 monté dans les gardes latérales 9 au poste 5 de distribution. Son brin inférieur 24 balaye la zone horizontale 10 de la glissière 4, entre le poste 5 de distribution et l'arête 11.

25 Les cordes 19 et 21 passent dans les deux gorges extérieures de l'arbre 18 et sur des galets 25 disposés sur un arbre commun 25 situé de l'autre côté de l'arbre 18 par rapport au galet 23. Le brin inférieur 27 de ces cordes parallèles et espacées 19 et 21 balaye une 30 zone de la glissière 4 qui chevauche l'extrémité de la zone balayée par la corde 20 et qui se termine à distance du poste 6 de prélèvement sur la zone 12 de la glissière qui est inclinée vers le bas.

Le brin des cordes 19 et 21 qui balaye la 35 glissière est court par rapport à celui de la corde 20, dans l'exemple représenté. Ces deux cordes 19 et 21 sont en effet destinées essentiellement à recevoir une étiquette

saisie au poste de prélèvement par la corde unique 20 d'entraînement et transportée sur la zone 10 jusqu'à l'arête 11, à la faire passer sur cette dernière et ainsi à l'aplanir, l'appui double constitué par ces cordes contribuant à exercer cet effet d'aplanissement, ces cordes dirigeant ensuite l'étiquette vers le poste de prélèvement. Lorsque l'étiquette a passé au droit des galets 26 assumant également une fonction de retenu et autour desquels passe le brin des cordes 19 et 21 en s'écartant de la glissière qu'elles ont balayé, elle glisse d'elle-même sur la zone 12 de la glissière formant un couloir de transport et elle s'arrête à la butée du poste 6 de prélèvement auquel elle peut être collée sur une marchandise appliquée de manière connue contre elle par poussée faisant descendre le cadre 14 en étrier jusqu'à dans le plan de la glissière.

L'expérience a montré que le dispositif représenté sur les figures 1 et 2 et utilisé pour le transport de certains types d'étiquettes soulève des difficultés. L'une de ces difficultés provient du fait que les étiquettes très légères peuvent s'envoler lorsqu'elles quittent les cordes 19 et 21 d'entraînement au lieu de glisser vers la butée 15 sur la dernière partie de la glissière. Une autre difficulté provient au contraire du fait que les étiquettes adhèrent à la glissière immédiatement en aval des cordes 19 et 20 d'entraînement lorsqu'elles sont chargées d'électricité statique.

Le mode de réalisation sensiblement plus élaboré et décrit ci-dessous en regard des figures 3 à 5 élimine toutes ces difficultés et convient également bien au transport de tous les types connus d'étiquettes.

Les pièces de l'exemple des figures 3 à 5 qui correspondent au mode de réalisation des figures 1 et 2 portent les mêmes références et ne seront plus décrites. Ce second mode de réalisation comprend deux autres cordes sans fin, parallèles et espacées, 31 et 32 d'entraînement. Mais, contrairement aux cordes 19, 20 et 21, ces cordes ne sont pas montées au-dessus, mais sont disposées

sous la glissière 4. Les cordes 31 et 32 passent sur deux galets 33 disposés sur un axe 17. Cet axe 17 qui, comme dans l'exemple précédent de réalisation, est également celui de pivotement du cadre 14, est commandé dans cet
5 exemple de réalisation par le moteur 8 et par l'intermédiaire de deux pignons 40 (figure 5). L'axe 17 est donc commandé à même vitesse, mais dans le sens de rotation inverse de celui de l'axe 18. Les deux autres galets 34 autour desquels lesdites autres cordes 31 et 32 passent sont disposés sur
10 un axe 35 monté dans des bras 36 suspendus aux ailes 13 du cadre 14.

Les cordes 31 et 32 sont montées de manière que leur brin supérieur ressorte légèrement du plan de la glissière par des fentes 37 de cette dernière de la manière
15 représentée sur la figure 3 lorsque le cadre 14 tel que représenté sur cette dernière est en position de repos dans laquelle son ressort le repousse. La zone d'action des cordes 31 et 32 est donc située dans une troisième zone de la glissière 4, cette troisième zone chevauchant
20 l'extrémité de la seconde, dans laquelle les cordes 19 et 21 exercent leur activité, et se prolongeant jusqu'à proximité immédiate du poste 6 de prélèvement. Une étiquette dont le côté enduit d'adhésif est tourné vers le haut et qui est délivrée ainsi par la balance au poste de distri-
25 bution est saisie et transportée au début vers le poste de prélèvement de la même manière que par le dispositif des figures 1 et 2, c'est-à-dire par le brin 24 de la corde 20 et ensuite par le brin des cordes 19 et 21 qui balaye la glissière, ces deux dernières cordes reprenant
30 de la même manière l'étiquette saisie par la corde unique 20 au poste de distribution et transportée dans la zone 10 jusqu'à l'arête 11; de la même manière que dans le premier mode de réalisation, cette étiquette est appliquée étroitement contre l'arête 11 qui l'aplanit
35 en coopération avec l'appui double exercé par les deux cordes 19 et 21 qui la dirigent ensuite vers le poste de prélèvement.

Lorsque l'étiquette a dépassé les galets 26 sur lesquels passe le brin des cordes 19 et 21 qui balaye la glissière et qui s'écarte de cette dernière, elle repose sur lesdites autres cordes d'entraînement 31 et 32 par sa surface qui n'est pas enduite d'adhésif. 5 Lorsqu'elle est chargée d'électricité statique, elle adhère à ces cordes 31 et 32 qui la transportent vers le poste 6 de prélèvement de manière fiable et sans risque qu'elle s'envole. Elle ne peut donc pas rester immobilisée 10 à l'extrémité des cordes 19 et 21.

Lorsque par contre l'étiquette n'est pas chargée d'électricité statique, des galets 38 de retenu qui tournent fou et qui sont réglables en hauteur au-dessus des cordes 31 et 32 l'appliquent contre ces dernières en 15 la freinant et en la maintenant de manière à lui interdire de s'envoler et de manière qu'elle parvienne également au poste 6 de prélèvement, partiellement en glissant et partiellement en étant guidée par les cordes 31 et 32.

L'étiquette est prélevée au poste correspondant, 20 auquel elle est parvenue de la même manière que dans l'exemple de réalisation des figures 1 et 2, c'est-à-dire de manière connue par application d'une marchandise contre laquelle elle adhère après rabattement du cadre 14 dans le plan de la glissière. La figure 4 représente la position 25 relative des pièces lorsque le cadre 14 est à cette position extrême. Lorsque ce cadre a été rabattu autour de son axe 17 de pivotement, qui coïncide avec l'axe de commande desdites deux autres cordes 31 et 32 d'entraînement, ces dernières sont amenées en retrait, de sorte qu'elles se 30 trouvent escamotées sous le plan de la glissière au niveau du poste de prélèvement. Ainsi, ces autres cordes ne risquent pas d'être détériorées par l'application de la marchandise contre l'étiquette ou, inversement, cette marchandise ne risque pas d'être détériorée par les cordes en défilament.

35 Le rabattement du cadre 14 en étrier peut avantageusement être utilisé pour déclencher électriquement un verrou qui libère l'impression de l'étiquette suivante et donc le processus suivant de pesée lorsque

ce cadre 14 retourne normalement en position de repos représentée sur les figures 1 et 3 après prélèvement l'étiquette.

- Comme mentionné précédemment, l'enlèvement
- 5 l'étiquette au poste de distribution par une corde un-
dans les deux dispositifs représentés a l'avantage que
cette étiquette est saisie de manière fiable mais sans
risque d'être détériorée. Par contre, au cours de la
phase suivante de son transport par deux cordes par-
10 et espacées, cette étiquette subit un aplanissement,
particulier au cours de son passage sur l'arête 11,
l'espace subsistant entre ces deux cordes restant dis-
ble pour d'autres opérations éventuelles, par exemple
des organes de prélèvement automatique de l'étiquette
15 au poste correspondant.

Il va de soi que le dispositif décrit et
représenté peut subir diverses modifications sans sortir
du cadre de l'invention.

REVENDICATIONS

1. Dispositif de transport d'une étiquette collante d'un poste de distribution à un poste de prélèvement, caractérisé en ce qu'il comporte une glissière fixe qui relie dans le sens du transport le poste de distribution au poste de prélèvement qui aboutit à une butée et un brin de cordes d'entraînement sans fin en défilement continu au-dessus de la glissière balaye cette dernière du poste de distribution jusqu'à un emplacement situé à distance au devant du poste de prélèvement, un brin d'une corde unique placée au milieu de la glissière balayant une première zone de cette dernière, par rapport au sens du transport, et deux cordes parallèles et espacées en balayant une seconde zone qui chevauche la fin de la première.

2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que la glissière est coudée de l'horizontale vers le bas, de préférence sous un angle de 30°, en formant une arête à la transition de ladite première à ladite seconde zone.

3. Dispositif selon l'une des revendications 1 et 2, caractérisé en ce que deux autres cordes sans fin d'entraînement sont disposées sous une troisième zone de la glissière en ayant un brin qui passe au-dessus du plan de cette dernière, cette troisième zone chevauchant la fin de la seconde et se prolongeant jusqu'au poste de prélèvement.

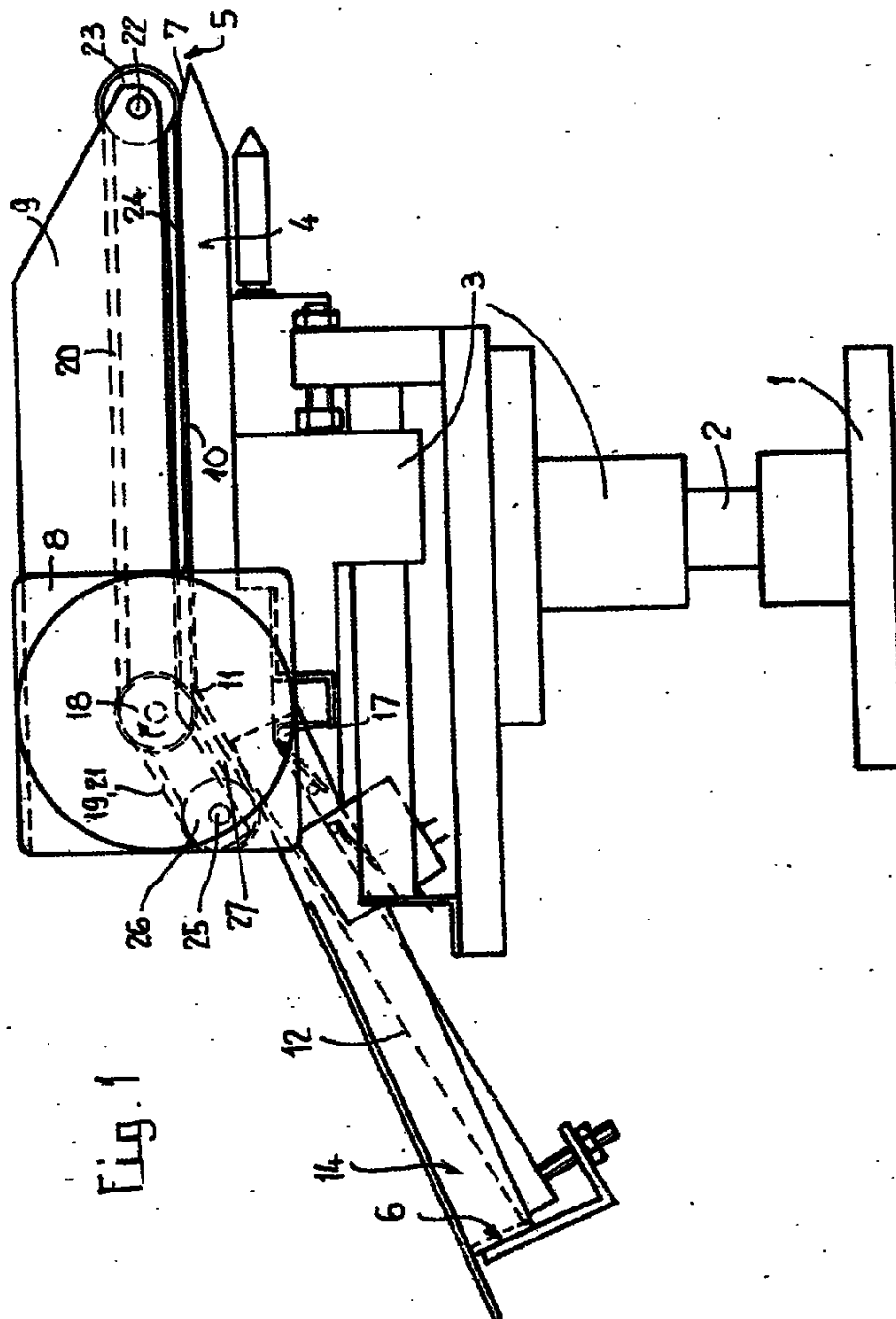
4. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que des organes de maintien disposés dans le prolongement de ladite seconde zone empêchent une étiquette quittant cette dernière de s'envoler.

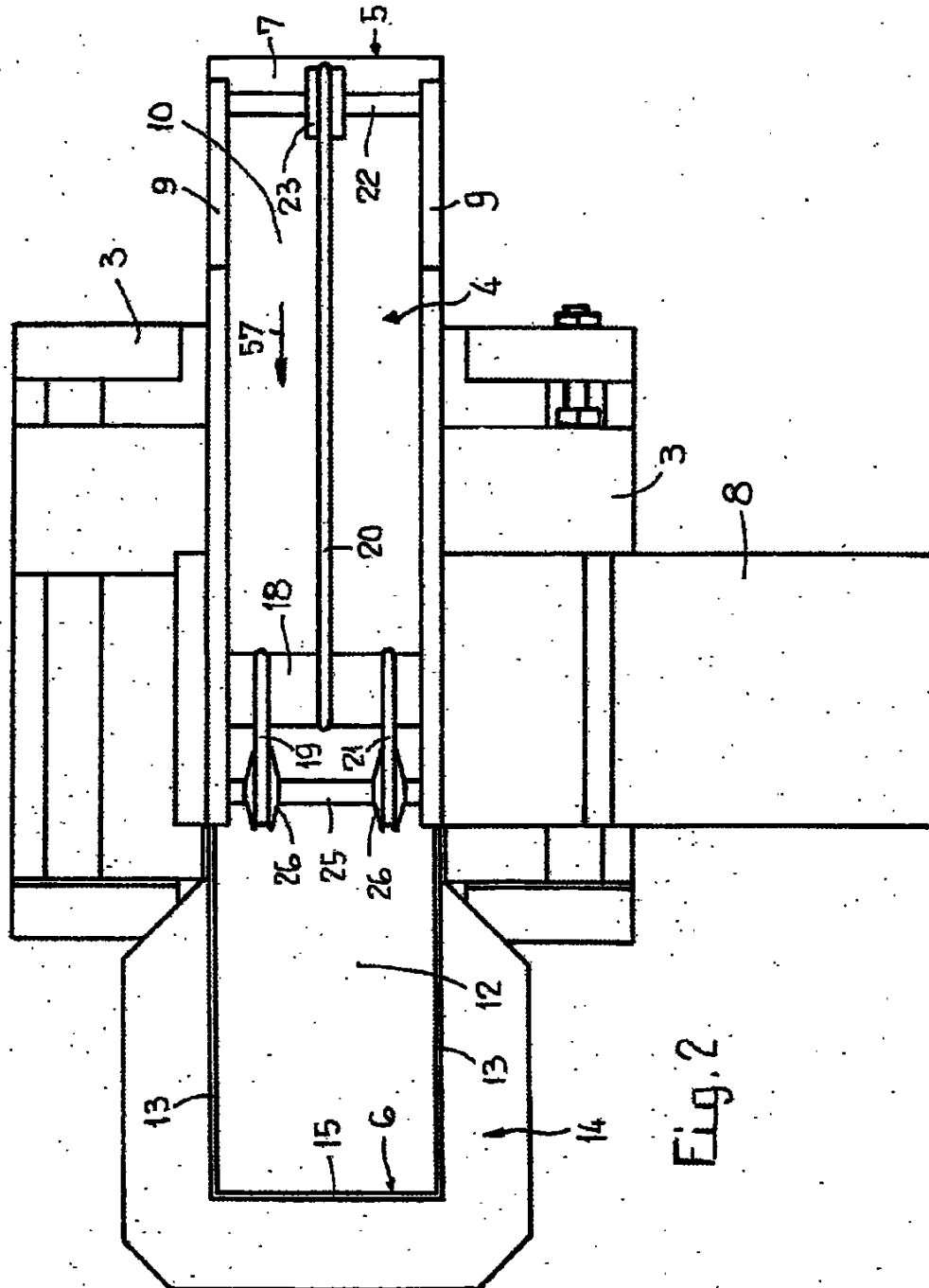
5. Dispositif selon la revendication 4, caractérisé en ce que les organes de maintien sont des galets de retenue appliqués contre la glissière.

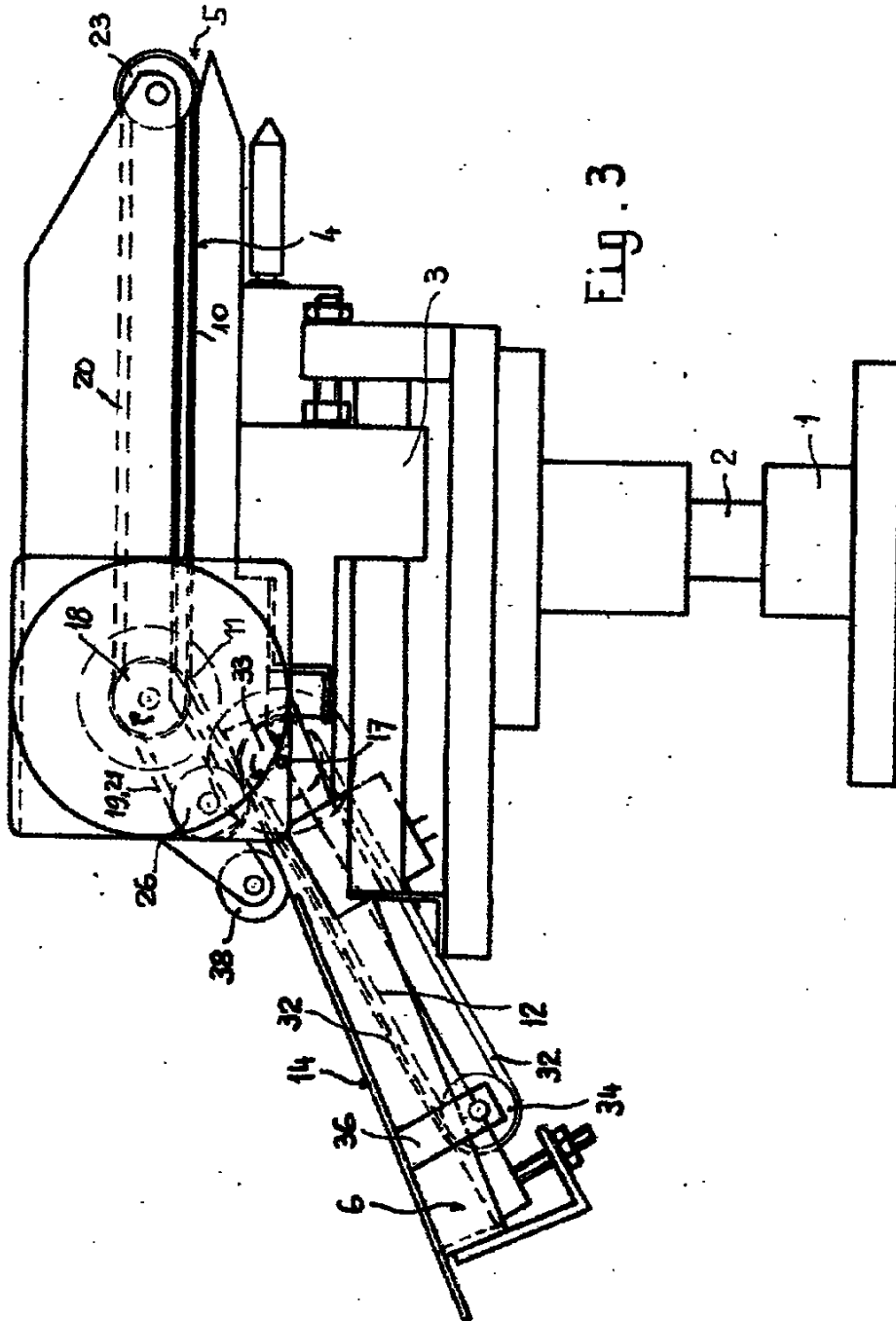
6. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que ladite butée située au poste de prélèvement est formée d'une surface d'un cadre en étrier qui entoure partiellement la seconde zone de 5 la glissière, qui peut pivoter entre deux positions extrêmes et qu'un ressort repousse à l'une de ces positions.

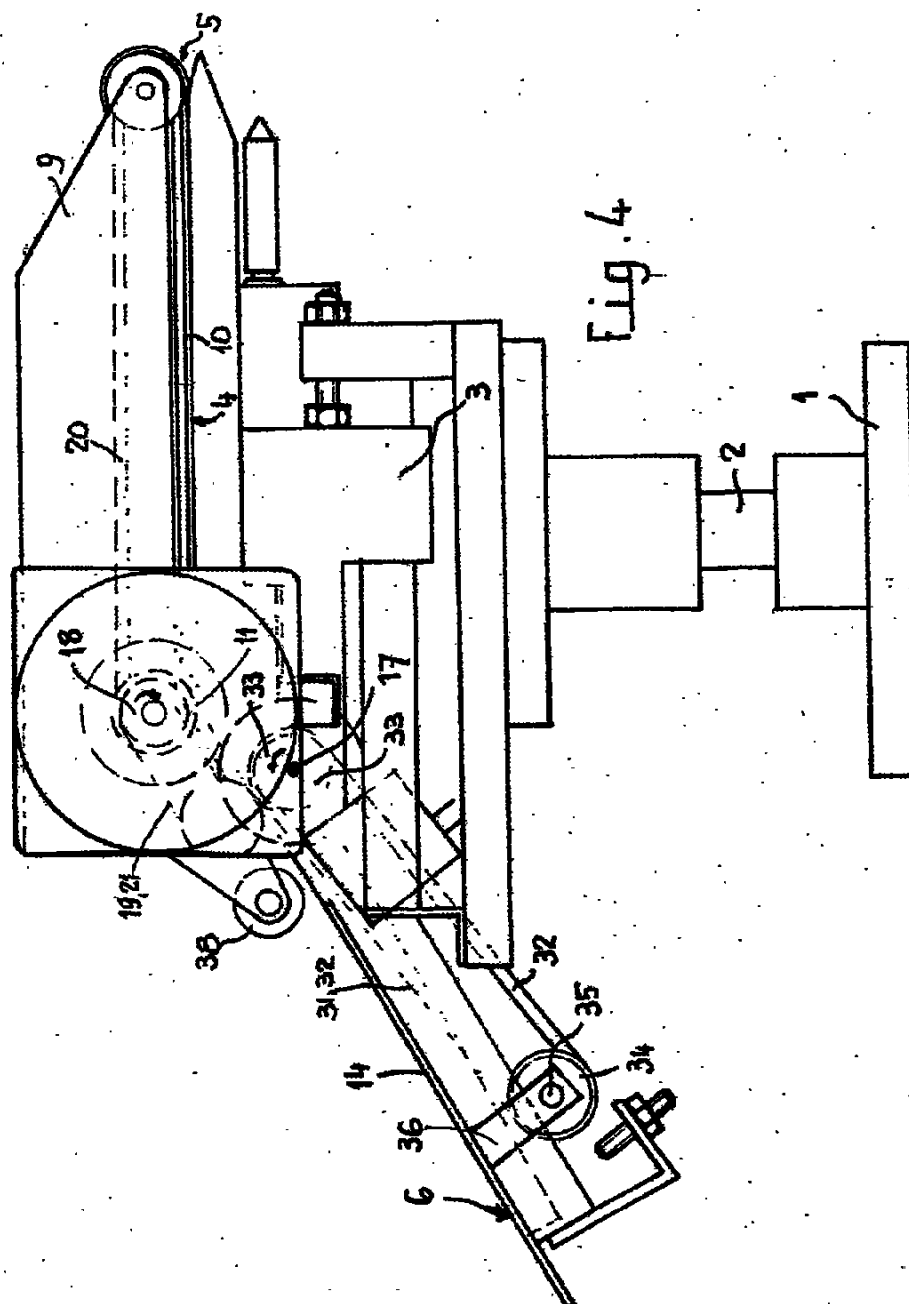
7. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce qu'un moteur dont l'arbre est disposé transversalement à la transition de la première à la seconde zone de la glissière, commande les cordes 10 d'entraînement.

8. Dispositif selon les revendications 3 et 6 prises ensemble, caractérisé en ce que lesdites autres cordes d'entraînement peuvent pivoter avec ledit cadre pour être ramenées à une position à laquelle elles sont totalement en 15 retrait de la troisième zone de la glissière.









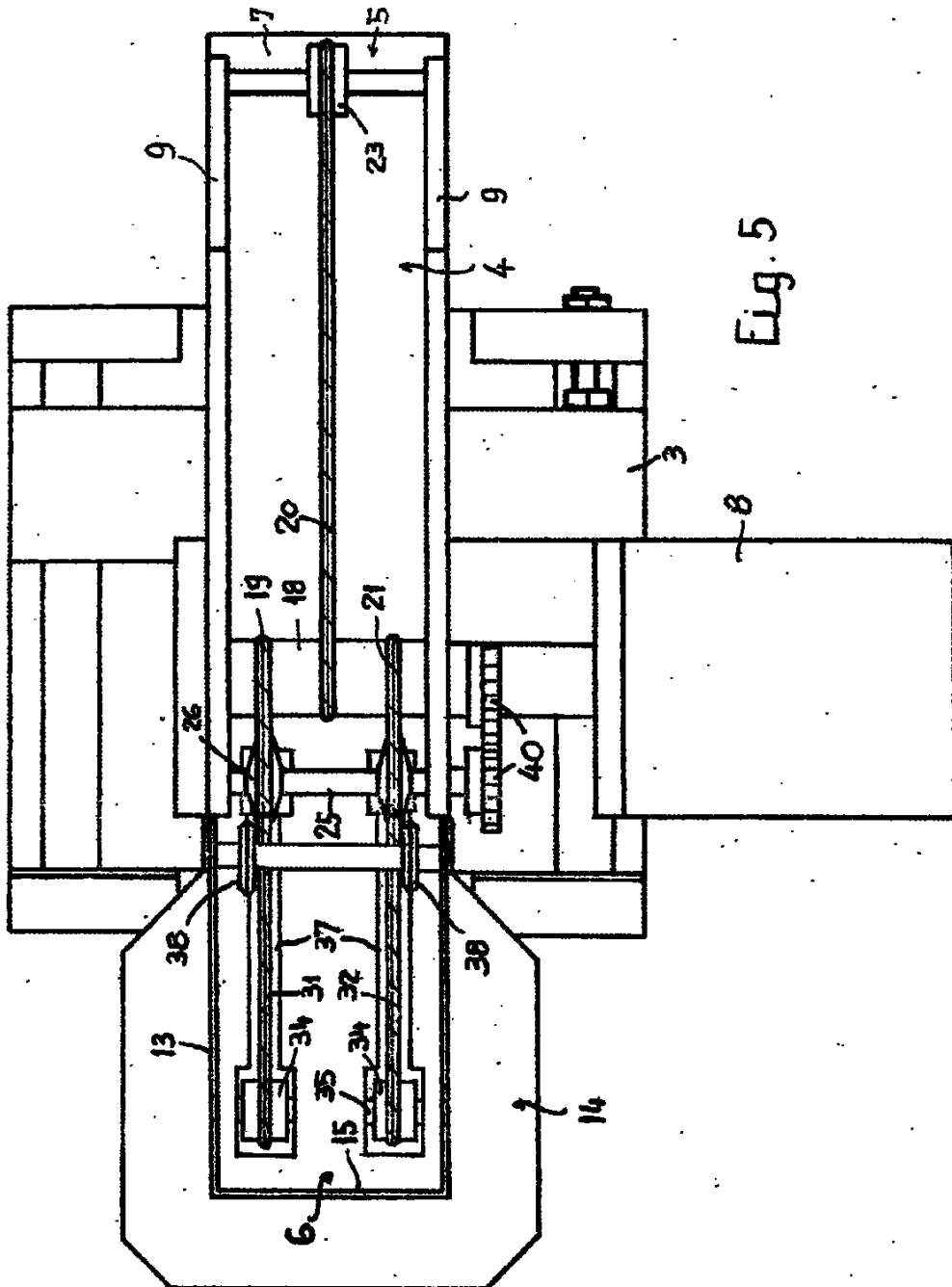


Fig. 5

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

①1 N° de publication : **2 642 643**
(à utiliser que pour les
commandes de reproduction)

②1 N° d'enregistrement national : **89 01923**

⑤1 Int Cl^s : A 61 B 17/58.

⑫ **DEMANDE DE BREVET D'INVENTION**

A1

②2 Date de dépôt : 9 février 1989.

③0 Priorité :

④3 Date de la mise à disposition du public de la
demande : BOPi « Brevets » n° 32 du 10 août 1990.

⑥0 Références à d'autres documents nationaux appa-
rentés :

⑦1 Demandeur(s) : Jean-Louis VIGNAUD. — FR.

⑦2 Inventeur(s) : Philippe Lapresle; Gilles Missenard;
Jean-François Sacriste; Jean-Louis Vignaud.

⑦3 Titulaire(s) :

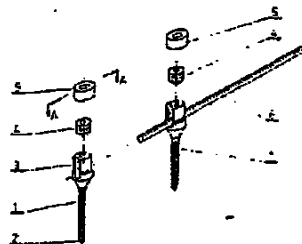
⑦4 Mandataire(s) :

⑤4 Instrumentation rachidienne pour fixation pédiculaire universelle par vis diapason à réglage micrométrique.

⑤7 L'invention concerne une instrumentation permettant
après vissage pédiculaire dans les différentes vertèbres de
réduire et contenir le rachis au moyen de plusieurs vis reliées
entre elles par un élément de solidarisation cranté permettant
un réglage micrométrique des différentes vis entre elles après
blocage définitif par un boulon recouvert d'un capuchon.

Cette instrumentation est constituée de deux ou plusieurs
vis 1 présentant un filetage à leur partie inférieure, un diapa-
son en forme de U 3 dans lequel vient se poser un élément de
solidarisation 6 cranté 14 bloqué par un boulon 4 recouvert
d'un capuchon 5 percé 16 évitant lors du serrage du boulon 4
que les bords du U ne s'écartent.

Cette instrumentation est destinée à réduire et contenir le
rachis.



FR 2 642 643 A1

Instrumentation Rachidienne pour fixation pédiculaire universelle par vis diapason à réglage micrométrique.

La présente invention concerne un dispositif permettant, par implantation d'une instrumentation rachidienne par vis diapason, de contenir, réduire, s'adapter et rétablir les courbures physiologiques du rachis, au moyen de plusieurs vis dont la tête en forme de U permet de recevoir un élément de solidarisation des différentes vis entre elles.

Habituellement, on implantait des vis pédiculaires réunies par des plaques. De ce fait, on était dépendant de l'écartement des trous des plaques. D'où une bonne contention mais une faible réduction.

On implantait aussi des crochets posés sur les arcs postérieurs évoluant sur des tiges avec des systèmes de blocage complexes. Ces systèmes permettent une bonne réduction et une bonne contention mais exigent d'une part le respect des arcs postérieurs vertébraux, et d'autre part des manoeuvres délicates de va et vient dangereuses pour le patient et peu pratiques pour l'opérateur.

Le dispositif selon l'invention permet de remédier à tous ces inconvénients. Il comporte en effet plusieurs vis composés de trois segments : pointe - corps - tête particuliers, d'un boulon, d'un capuchon, et d'un élément de solidarisation homolatéral.

La structure et la conformation de ce matériel a été spécialement créé à cet effet.

La vis est construite dans des matériaux homologués pour la chirurgie afin d'éviter les ruptures du matériel au niveau de sa pénétration dans le corps vertébral.

La pointe de la vis est de forme carrée pyramidale renversée. Le corps de la vis de forme conique est porteur d'un filetage de type cortical qui permet un meilleur blocage de l'implant dans la région la plus fragile du pédicule vertébral.

De plus, cette conicité renforce la solidité du corps de la vis au niveau de la tête de vis.

La tête de la vis a une forme de diapason en U pour recevoir l'élément de solidarisation des différentes vis entre elles. Le fond du U est légèrement arrondi pour permettre de fixer l'élément de solidarisation dans plusieurs positions; ce qui facilite aussi le blocage de l'élément de solidarisation.

Le U est fileté au niveau de la partie interne des branches pour permettre le vissage in situ d'un boulon verrouillant l'élément de solidarisation.

Le risque de ce système étant l'écartement des branches du U lors du vissage, on y remédie par la mise en place d'un capuchon venant parfaitement s'adapter sur la partie extérieure lisse des branches du U. Ce capuchon comporte un orifice circulaire pour permettre le serrage et le blocage définitif du boulon

bloquant la tige de solidarisation.

Le boulon se caractérise par une forme cylindrique fileté portant à son extrémité une pointe conique mâle venant s'adapter parfaitement dans les crans coniques femelles de la tige de solidarisation. La partie opposée du boulon comportant une cavité de forme hexagonale lui permettant de recevoir une clef de serrage.

L'élément de solidarisation est dans un matériau homologué pour l'implantation chirurgicale. C'est une tige de section cylindrique d'un diamètre suffisant pour résister aux contraintes et efforts du rachis, crantée pour permettre un réglage micrométrique des différentes vis entre elles. Chaque cran est de forme conique femelle pour recevoir la pointe du boulon. Suivant le réglage à obtenir le crantage sera d'un pas variable.

Le diamètre de l'élément de solidarisation suffit à le rendre résistant tout en permettant un modelage aisé pour s'adapter ou rétablir les courbures physiologiques du rachis. De plus, sa section circulaire permet la rotation avant son verrouillage celui-ci se faisant après un positionnement correct de l'élément de solidarisation en serrant le boulon des différentes vis homolatérales.

Cette tige est de mise en place facile du fait de la conformation des têtes de vis car elle peut être positionnée directement au fond du U sans mouvement forcé ni nécessité de coulissage par va et vient.

La structure même de l'implant diapason permet en modifiant la taille de la vis ou en adaptant la tête de vis à d'autres systèmes d'ostéosynthèse de l'arc postérieur de pratiquer des fixations vertébrales sur toute la hauteur du rachis quel que soient le niveau et le type de vertèbres instrumentées en conservant le même élément de solidarisation.

Le dispositif représenté sur la fig 1 comporte deux vis coniques (1) avec une pointe (2), un corps (1) un diapason en forme de U (3), un boulon (4), un capuchon (5), un élément de solidarisation (6).

Le dispositif représenté sur la fig 2 comporte une vis conique de type cortical (1) avec une pointe carrée (2) à son extrémité inférieure. Le corps de la vis (1) comporte une double conicité : à savoir, conicité de l'âme de la vis (7) différente de celle du sommet du filet (8).

La tête diapason en forme de U (3) est reliée au corps de la vis par un rayon (9) renforçant la solidité du corps de la vis au niveau de sa jonction avec le pédicule vertébral. Le fond du U est légèrement arrondi (10) pour permettre un blocage multi-axial de l'élément de solidarisation (6).

Le diamètre supérieur du U (3) est plus petit à sa partie supérieure qu'à la partie inférieure. Ceci permettant de recevoir par ajustement glissant le capuchon (5).

La partie intérieure du U est filetée (11) et reçoit un boulon (4) permettant le blocage de l'élément de solidarisation.

- 5 Le dispositif représenté sur la fig 3 comporte un boulon (4) avec à son extrémité inférieure une partie conique (12) ; une partie cylindrique filetée (13) venant se visser dans le corps du U (3) en s'adaptant aux filets (11). La partie conique (12) vient s'adapter à la partie conique femelle (14) de l'élément de solidarisation (6).

La partie supérieure du boulon (4) comporte une cavité hexagonale creuse (15) permettant de recevoir une clef de serrage.

- 10 Le dispositif représenté sur la fig 4 comporte un capuchon (5) cylindrique venant s'adapter par glissement serré sur le sommet du U (3). La partie supérieure comporte un orifice (16) permettant le passage de la clef de serrage du boulon (4).

- 15 Le dispositif représenté sur la fig 5 comporte un élément de solidarisation (6) des différentes vis des fig 2-3-4.

Cet élément de solidarisation (6) est de section cylindrique.

Cet élément de solidarisation (6) est cranté (14) pour permettre le réglage micrométrique à l'aide du boulon (4) des différentes vis entre elles.

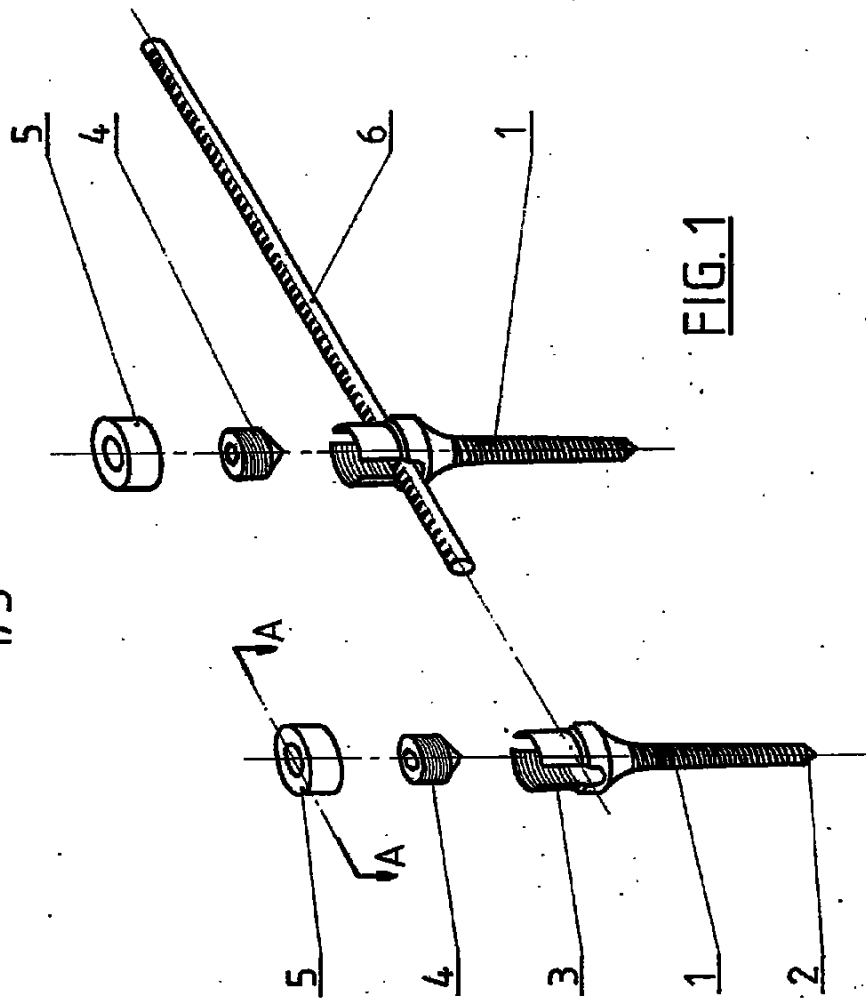
Les crans de forme conique femelle (14) reçoivent la pointe du boulon (12).

REVENDEICATIONS

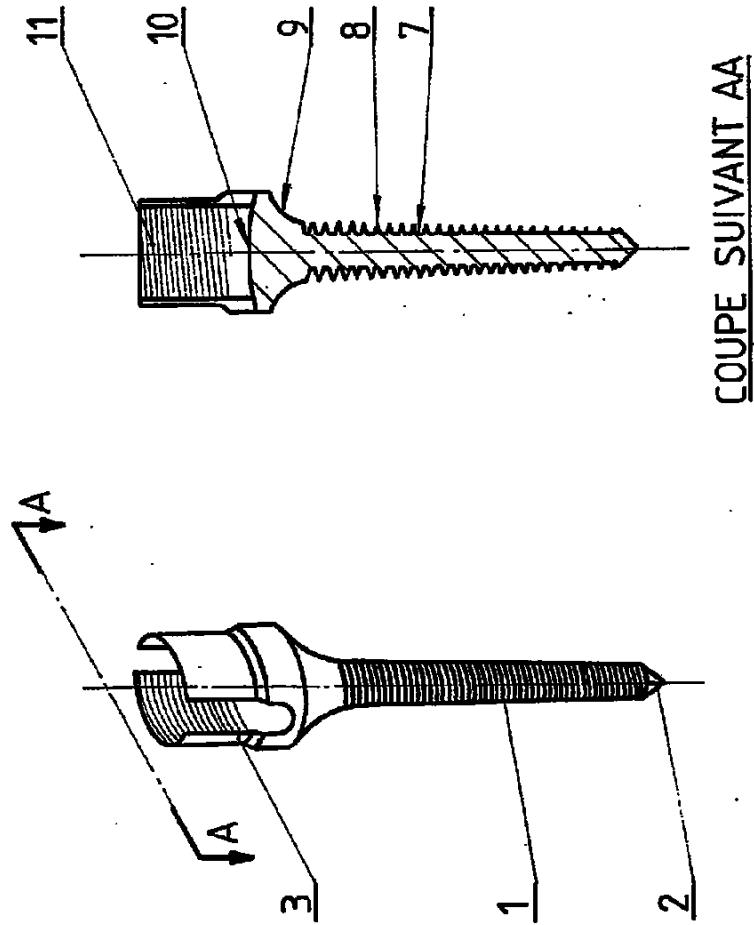
- 1) Instrumentation caractérisée en ce qu'elle comporte, pour réduire et contenir le rachis, plusieurs vis (1) présentant une tête en forme de U (3) fileté à l'intérieur de laquelle se pose l'élément de solidarisation (6) boqué par un boulon (4) le tout recouvert d'un capuchon (5) sur la partie supérieure.
- 5 2) Instrumentation selon la revendication 1 caractérisée en ce que la vis (1) comporte une conicité différente entre l'âme de la vis (7) et le sommet des filets (8).
- 3) Instrumentation selon la revendication 1 caractérisée en ce que la partie supérieure de la vis est un diapason en forme de U (3) fileté à l'intérieur (11) et lisse de section réduite au sommet du U par rapport à la base.
- 10 4) Instrumentation selon la revendication 1 ou la revendication 3 caractérisée en ce que le fond du U est arrondi (10) dans les deux plans.
- 5) Instrumentation selon l'une quelconque des revendications précédentes caractérisée en ce que la partie reliant la vis (1) au diapason en forme de U (3) est un arrondi de forme concave (9).
- 15 6) Instrumentation selon les revendications précédentes caractérisée en ce que la base du boulon (4) est de forme conique mâle (12) venant se coapter dans les crans (14) de l'élément de solidarisation (6), après serrage de celui-ci dans la tête de vis diapason en forme de U (3).
- 20 7) Instrumentation selon les revendications précédentes caractérisée en ce que la partie intérieure du capuchon (5) vient s'adapter par glissement dur dans la partie de moindre diamètre de la tête de vis diapason en forme de U (3) afin d'éviter que celle-ci ne s'écarte lors du blocage de l'élément de solidarisation (6). La partie supérieure du capuchon (5) est percée d'un orifice circulaire
- 25 (16) permettant le passage d'une clef venant s'adapter dans la partie supérieure du boulon (15) afin de bloquer définitivement après mise en place de tous les éléments, la tige de solidarisation (6).
- 8) Instrumentation selon les revendications précédentes caractérisée en ce que l'élément de solidarisation (6) est une tige de section cylindrique comportant
- 30 des crans de forme coniques (14) situés sur la périphérie de la tige dans lesquels vient se bloquer la partie inférieure du boulon (12). Ces crans (14) usinés selon différents pas permettent un réglage micrométrique des différentes vis entre elles.

2642643

1/5



2/5



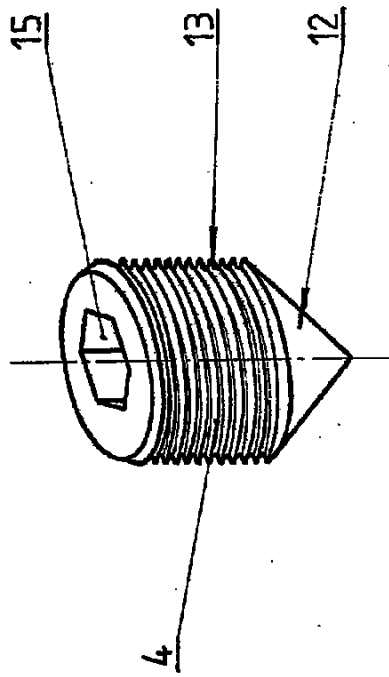


FIG. 3

4/5

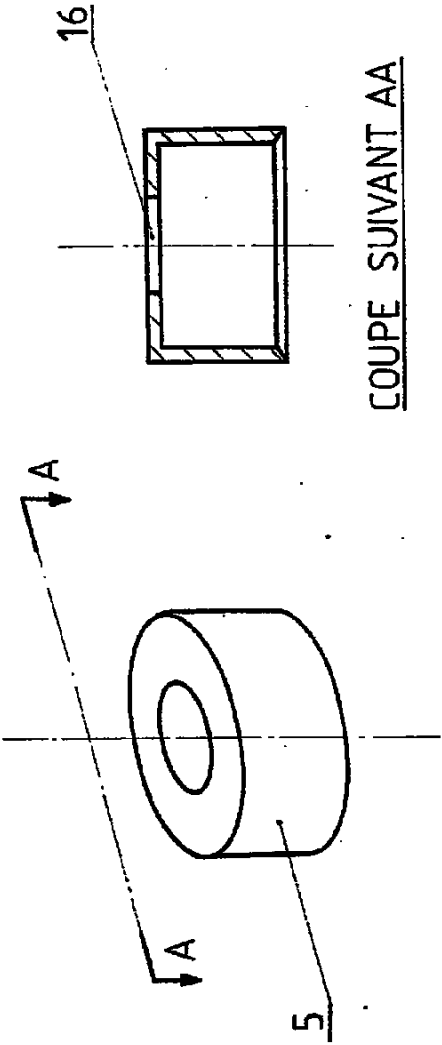


FIG. 4

5/5

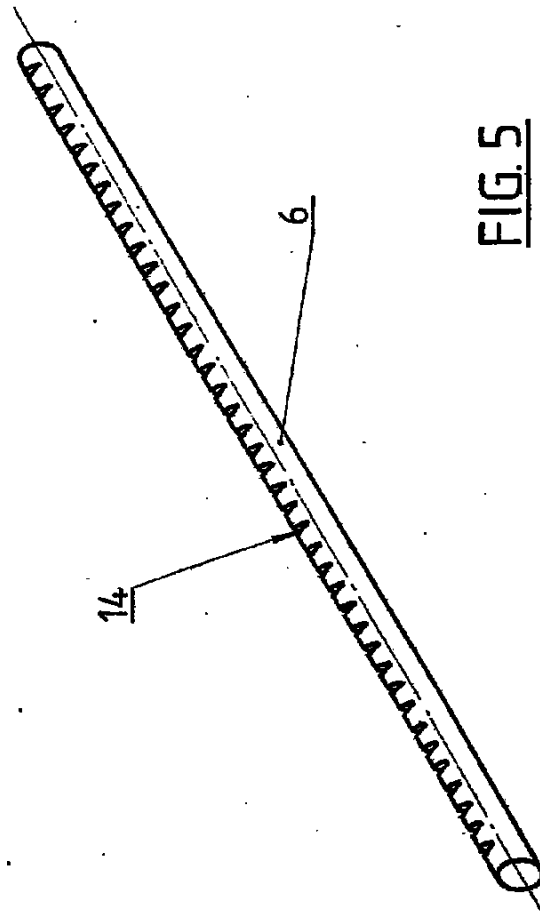


FIG. 5

PATENT SPECIFICATION

Application Date : Apr. 26, 1920. No. 11,570/20.

167,228

Complete Left : Feb. 28, 1921.

Complete Accepted : July 26, 1921.



PROVISIONAL SPECIFICATION.

Improvements in or relating to Nut Locks.

I, STANLEY WATKIN DARKER, of 267, Roman Road, Bow, E. 3, subject of the King of England, do hereby declare the nature of this invention to be as follows:—

5 This invention is for improvements in or relating to nut locks and has reference to nut locks of the type comprising a main nut and a lock nut, with male and female conical contacting parts on such
10 nuts, the male part being split and engaging the bolt. Thus by drawing the lock nut upon the main nut the conical faces operate to wedge the split male part on to the bolt thus securing the desired
15 locking effect.

According to the present invention the aforesaid male and female conical surfaces are screw-threaded throughout their entire length. A convenient means is
20 thus provided for drawing the lock nut on to the main nut and obtaining the wedging action. By threading the conical surfaces throughout their entire length there will be a much
25 better chance of securing an efficient operation, than if these surfaces are only threaded throughout a portion of their length. For instance if a fine thread, such as a gas thread, is
30 employed between the lock nut and the main nut and the threaded portion on one or other of these parts is not of sufficient length there is the danger that the threads may strip when the lock nut is
35 being rotated into operative position. This danger is, however, obviated by the adoption of the arrangement according to the present invention.

Conveniently at the wider end of the
40 male conical part there is provided a flange or shoulder with which a portion

of that nut which constitutes the female part can contact to set a limit to the amount of radial compression exerted upon the male part. Thus instead of the
45 female conical part being screwed down the male conical part until such a degree of compression is reached that it is impossible to screw it down any further, which arrangement is liable to cause
50 stripping of the threads or possible bursting of one of the nuts, the aforesaid flange or shoulder operates to prevent such excessive wedging action arising.

One constructional form of nut lock
55 according to the present invention comprises a main nut split completely through at one side and having a central aperture threaded to receive the bolt. The outside surface of this main nut is
60 partly hexagonal or other suitable shape to receive a spanner and partly conical, the conical part having its wider end starting from the hexagonal part which latter is of larger diameter thus constituting a flange. The conical part is
65 threaded throughout its entire length with some suitable thread say a gas thread. Received upon this conical part is the lock nut which has a central conical
70 aperture threaded throughout the entire thickness of the lock nut and of suitable proportions to be received upon the conical threaded part of the main nut. The outer part of the lock nut is of
75 hexagonal or other suitable shape to receive a spanner. In thickness the lock nut is less than the length of the conical part of the main nut and after the two
80 nuts have been placed together the smaller end of the conical part of the main nut may be spun over to prevent the

[Price 1/-]

lock nut from being displaced. The thickness of the lock nut, however, is less than the length of the conical part of the main nut so that it is possible to screw the lock nut up and down the main nut to compress the latter to a greater or lesser degree.

The invention is, of course, not limited

to the precise constructional details set forth above. 10

Dated this 26th day of April, 1920.

BOULT, WADE & TENNANT,
111 & 112, Hatton Garden, London,
E.C. 1,

Chartered Patent Agents. 15

COMPLETE SPECIFICATION.

Improvements in or relating to Nut Locks.

I, STANLEY WATKIN DARKER, of 267, Roman Road, Bow, E. 3, subject of the King of England, do hereby declare the nature of this invention and in what manner the same is to be performed, to be particularly described and ascertained in and by the following statement:—

This invention is for improvements in or relating to nut locks and has reference to nut locks of the type comprising a main nut and a lock nut, with male and female conical contacting parts on such nuts, the male part being split and engaging the bolt. Thus by drawing the lock nut upon the main nut the conical faces operate to wedge the split male part on to the bolt thus securing the desired locking effect.

According to the present invention the aforesaid male and female conical surfaces are screw-threaded throughout their entire length. A convenient means is thus provided for drawing the lock nut on to the main nut and obtaining the wedging action. By threading the conical surfaces throughout their entire length there will be a much better chance of securing an efficient operation than if these surfaces are only threaded throughout a portion of their length. For instance if a fine thread, such as a gas thread, is employed between the lock nut and the main nut and the threaded portion on one or other of these parts is not of sufficient length there is the danger that the threads may strip when the lock nut is being rotated into operative position. This danger is, however, obviated by the adoption of the arrangement according to the present invention.

Conveniently at the wider end of the male conical part there is provided a flange or shoulder with which a portion of that nut which constitutes the female part can contact to set a limit to the amount of radial compression exerted

upon the male part. Thus instead of the female conical part being screwed down the male conical part until such a degree of compression is reached that it is impossible to screw it down any further, which arrangement is liable to cause stripping of the threads or possible bursting of one of the nuts, the aforesaid flange or shoulder operates to prevent such excessive wedging action arising. 65

For a more complete understanding of the invention there will now be described, by way of example and with reference to the accompanying drawings, one constructional form of nut lock according to the present invention. It is to be understood, however, that the invention is not limited to the precise constructional details set forth. 70

In these drawings:—

Figure 1 is a plan view of the main nut with the lock nut in position thereon.

Figure 2 is a section on the line 2—2 of Figure 1 looking in the direction of the arrows *a*, and 75

Figure 3 is an underplan view (looking in the direction of the arrows *b*) of the main nut with the lock nut in position thereon. 80

Like reference numerals indicate like parts throughout the drawings.

The constructional form of nut lock according to the present invention shown in the drawings comprises a main nut 10 split completely through at one side at 11 and having a central aperture 12 threaded to receive the bolt. The outside surface of this main nut is partly hexagonal or of other suitable shape to receive a spanner, as at 13, and partly conical, as at 14, the conical part having its wider end starting from the hexagonal part which latter is of larger diameter thus constituting a flange. The conical part is threaded throughout its entire length with some suitable thread say a gas thread. Received upon this conical part 85 90 95 100 105

is the lock nut 15 which has a central conical aperture 16 threaded throughout the entire thickness of the lock nut and of suitable proportions to be received upon the conical threaded part of the main nut. The outer surface 17 of the lock nut is of hexagonal or other suitable shape to receive a spanner. Its thickness the lock nut is less than the length of the conical part of the main nut and after the two nuts have been placed together the smaller end 18 of the conical part of the main nut may be spun over to prevent the lock nut from being displaced, but since the thickness of the lock nut is less than the length of the conical part of the main nut, it is possible to screw the lock nut up and down the main nut to compress the latter to a greater or lesser degree. The main nut will thus be caused to grip the bolt and will be locked in position thereon. By suitably proportioning the parts, the face 19 of the lock nut can be caused to engage the face 20 on the main nut before excessive compression has been set up in the latter. Damage to the nuts will thus be prevented. By threading the conical surfaces of the nuts throughout their entire length however, the likelihood of the threads thereon being stripped due to excessive compression is considerably lessened.

The invention is, of course, not limited to the precise constructional details set forth above.

Having now particularly described and

ascertained the nature of my said invention and in what manner the same is to be performed, I declare that what I claim is:—

1. A nut lock comprising a main nut, and a lock nut, with male and female conical contacting parts on such nuts, the male part being split and engaging the bolt, characterised in that the said conical surfaces are screw threaded throughout their entire length, for the purpose specified.

2. A nut lock according to Claim No. 1, and having at the wider end of the male conical part, a flange or shoulder with which a portion of that nut which constitutes the female part can contract to set a limit to the amount of radial compression exerted upon the male part.

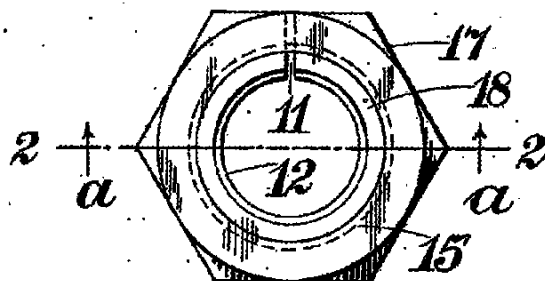
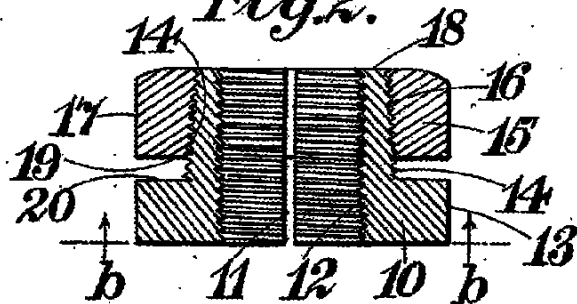
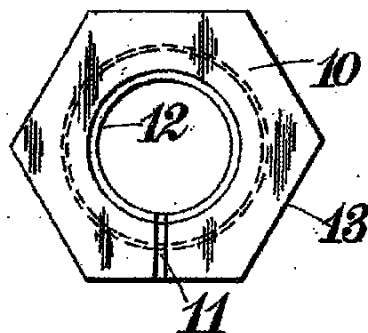
3. The nut lock substantially as illustrated in the accompanying drawings, or substantially as described.

Dated this 23th day of February, 1921.

BOULT, WADE & TRINNANT,
111 & 112, Hatton Garden, London,
E.C. 1,
Chartered Patent Agents.

Reference has been directed, in pursuance of section 7, sub-section 4, of the Patents and Designs Acts, 1907 and 1919, to Specifications No. 17,799 of 1890, and No. 2422 of 1898.

This reference is inserted as the result of a Provisional Report under Rule 29 of the Patents Rules, 1920.

Fig.1.*Fig.2.**Fig.3.*

[This Drawing is a full-size reproduction of the Original.]

PATENT SPECIFICATION



812,248

*Date of Application and filing Complete
Specification: July 30, 1957.*

No. 24160/57

Application made in United States of America on October 25, 1956

Complete Specification Published: April 22, 1959

Index at Acceptance:—Class 89(1), A2C.

International Classification:—F06b.

COMPLETE SPECIFICATION

Improvements relating to Setscrews

We, GENERAL AMERICAN TRANSPORTATION CORPORATION, a Corporation organised and existing under the laws of the State of New York, United States of America, of 135, South La Salle Street, Chicago, State of Illinois, United States of America, do hereby declare the invention, for which we pray that a patent may be granted to us, and the method by which it is to be performed, to be particularly described in and by the following statement:—

This invention relates to setscrews such as are used, for example, for securing two members against relative movement. For such purposes, a setscrew is driven into a threaded bore in one member until its tip bears against the second member to lock the latter against movement relatively to the setscrew and the first member.

Setscrews for such purposes have in the past been formed with a pointed tip intended to penetrate the surface of the member engaged by the tip, thereby to provide greater holding power than that obtainable by mere friction between the setscrew tip and the member. Such setscrews, however, have the defect that high stresses are set up in the pointed tip owing to the limited area of contact between the tip and the member.

Another known setscrew for the aforesaid purposes has a cavity in its tip so that an annular biting edge is formed near the tip periphery to penetrate the surface of a member engaged by the tip, the cavity also serving to receive material of said member displaced by the penetration of the biting edge. This latter setscrew usually suffers from the practical disadvantage that the inevitable "play" of the setscrew in the threaded bore of the first member allows the annular biting edge to "wander" over the surface of the second member during penetration of such surface, with the result that clean penetration and satisfactory flow of material into the tip cavity is rarely

achieved, especially when the second member does not present a flat surface to the tip, so that the full holding power of the setscrew is not realised.

An object of the present invention is to provide a setscrew which is simple and inexpensive to manufacture and which avoids, or substantially avoids, the disadvantages, discussed above, of the known setscrews when used for the aforesaid purposes. A further object is to provide a setscrew which may be used repeatedly for the aforesaid purposes without substantial detriment to its effectiveness.

A setscrew in accordance with the present invention comprises an externally screw-threaded body the tip or work-engaging end of which has a cavity the outer periphery of which defines a sharp annular biting edge, and a conical pointed member projecting from the base of said cavity coaxially of said body.

When such a setscrew is used for the aforesaid purposes its tip engages the second member to penetrate the surface of the latter at a point on the axis of the setscrew body and in a circle around such point; the material of such member is thus caused to flow outwardly from said point on the axis of the body and inwardly from said circle substantially to fill the cavity and set up, for each direction of potential slipping movement of the tip, three second member surface portions engaged with complementary surfaces of the setscrew tip and disposed to resist such movement of the setscrew over the second member surface.

Said conical pointed member preferably extends from the base of the cavity at least as far as the transverse plane of the annular biting edge so that it engages the second member surface prior to or simultaneously with the engagement of the biting edge and such surface, whereby the pointed member serves as a pilot preventing or minimising

[Price 3s. 6d.]

Price 3s. 6d.

"wandering" of the tip over the second member surface substantially throughout penetration of the tip into such surface. Desirably the conical pointed member will extend beyond said transverse plane to ensure piloting throughout penetration of the tip.

Preferably said annular biting edge is substantially V-shaped in radial cross-section.

The invention is more fully described in the following description with reference to the accompanying drawings in which:—

Figure 1 is a side elevation view of one embodiment of the invention;

Figure 2 is a vertical cross-section of the set-screw shown in Figure 1;

Figure 3 is a bottom end view of the screw shown in Figure 1;

Figure 4 is a fragmentary cross-sectional view showing the setscrew of Figures 1 to 3 as typically applied to prevent relative movement between two members; and

Figure 5 is a fragmentary view, partly in cross-section and partly in elevation, of an alternative or modified embodiment of the invention.

Referring to the drawings in which like reference numerals are used to represent the same or similar parts throughout the several views, a setscrew in accordance with the invention comprises an externally screw-threaded body 1 having a cavity 2 in its tip or work-engaging end, a conical pointed member 3 projecting from the base of the cavity coaxially of the body 1. The member 3 is preferably integral with the body 1. The body 1 is shown as provided with a hexagonal recess 4 for receiving a suitable screw-rotating wrench, although it is understood that the operating or driving end of the setscrew may be of any desired form, such as a head of appropriate form or slotted for co-operation with a bladed driver.

The outer periphery of the cavity 2 defines a sharp, annular biting edge 5 concentric with the axis of the screw. The pointed member 3 of the setscrew of Figures 1 to 4 is so designed that the pointed extremity projects beyond the transverse plane of the annular biting edge 5, thereby resulting in a deeper and more positive penetration of the material of the member against which the screw is set. In combining a conical pointed member 3 within a cavity 2, it is preferable to make the cavity somewhat larger than is generally found on the known cavity-tipped setscrew. This preferred construction insures adequate volume to receive material displaced by penetration of the setscrew tip, as will be explained more fully hereinafter; and because of the increased annular biting-edge diameter resulting from the larger cavity, greater frictional resistance is attained upon penetration of the screw into the material of a member.

As seen in Figure 4, when the setscrew 1 is tightened into a member, the tip construction produces a considerably increased frictional resistance between the screw and the member as compared with known setscrews. A positive interlocking result is obtained by the conical pointed member 3 effectively penetrating the material 7, causing a flow displacement of said material to radiate away from the point as at 8; and upon further tightening of the screw into the material, the annular biting edge 5 bites deeper into the material 7, causing a similar displacement flow of material to radiate inwardly from the edge 5 as at 9, substantially filling the cavity 2.

Upon the combining of the said displacement flows, a solid interlock is effected in the cavity 2 of the screw, thereby imposing a very high degree of resistance against movement of the setscrew relatively to the material 7, which in turn precludes any vibrational or other accidental loosening movement between the members secured by the setscrew.

Figure 5 shows a modified form of setscrew generally similar to the first described form. In the modified form, the setscrew body 10 is provided at its tip with cavity 12 that defines an axially concentric, annular biting edge 14. Projecting coaxially and centrally from the base of the cavity 12 is conical pointed member 13, terminating on the transverse plane of the annular biting edge 14. This modified form of screw operates in the same manner as the first form heretofore described, except that the conical pointed member does not penetrate as deeply as that of the first form.

An advantage of using setscrews made in accordance with this invention is the very positive holding property which precludes loosening that might result from accidental bumpings or other vibrational causes. Another important advantage resides in the simplicity of this setscrew which remains functionally efficient with repeated usage.

The invention is not limited to the exact forms of setscrew disclosed in the accompanying drawings and specification, inasmuch as various changes in the details of construction and manufacture may be resorted to by those skilled in the art without departing from the scope thereof as defined in the appended claims.

WHAT WE CLAIM IS:—

1. A setscrew comprising an externally screw-threaded body the tip or work-engaging end of which has a cavity the outer periphery of which defines a sharp annular biting edge, and a conical pointed member projecting from the base of said cavity coaxially of said body.
2. A setscrew according to claim 1, wherein said conical pointed member ex-

tends from the base of the cavity to terminate at a point in the transverse plane of the annular biting edge.

3. A setscrew according to claim 1,
5 wherein said conical pointed member extends from the base of the cavity beyond the transverse plane of the annular biting edge.

4. A setscrew according to any of the
10 preceding claims, wherein the annular biting edge is substantially V-shaped in radial cross-section.

5. A setscrew substantially as herein described with reference to and as shown in
15 Figures 1 to 4 of the accompanying draw-

ings.

6. A setscrew according to claim 5, modified substantially as herein described with reference to and as shown in Figure 5
20 of the accompanying drawings.

FORRESTER KETLEY & CO.,

Chartered Patent Agents,
Jessell Chambers, 88/90, Chancery Lane,
London, W.C.2,
and Central House, 75, New Street,
Birmingham, 2.
Agents for the Applicants.

FIG. 1.

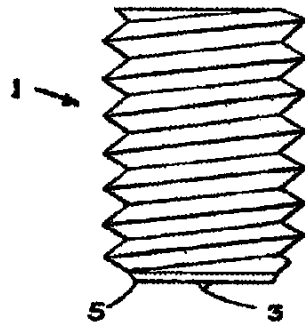


FIG. 2.

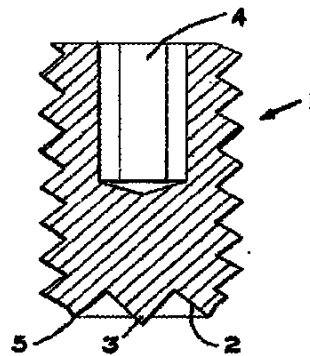


FIG. 3.

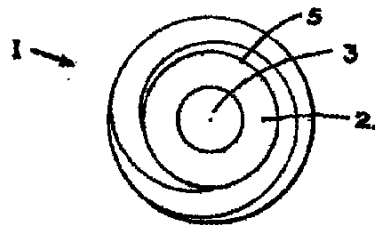


FIG. 5.

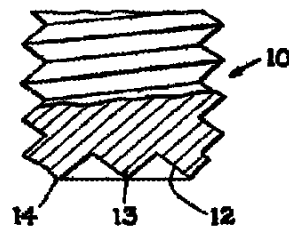
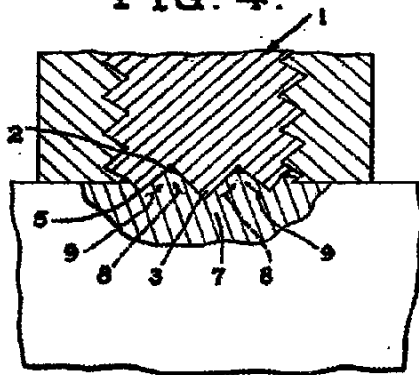


FIG. 4.



PATENT SPECIFICATION

(11) 1 241 292

DRAWINGS ATTACHED

1 241 292

- (21) Application No. 44527/67 (22) Filed 29 Sept. 1967
- (23) Complete Specification filed 24 Sept. 1968
- (45) Complete Specification published 4 Aug. 1971
- (51) International Classification A 61 f 5/01
- (52) Index at acceptance
A5R 7 X7
- (72) Inventors ROBERT ROAF
BRIAN ROWLINSON



(54) DEVICES FOR CORRECTING SCOLIOTIC CURVES

(71) We, NATIONAL RESEARCH DEVELOPMENT CORPORATION, a British Corporation established by Statute, of Kingsgate House, 66—74 Victoria Street, London, S.W.1, do hereby declare the invention for which we pray that a patent may be granted to us, and the method by which it is to be performed, to be particularly described in and by the following statement:—

10 This invention relates to devices for correcting scoliotic curves and maintaining the correction of such curves.

15 Devices are known for correcting and maintaining the correction of scoliotic curves which comprise a rod and a pair of oppositely directed hooks. In application of the device, the hooks are attached to vertebrae and a distractive force is applied 20 to the portion of the spine between the hooks by increasing the spacing, along the rod, between the hooks, whereby the laterally displaced and rotated vertebrae are drawn into their required positions. Such 25 devices operate by distracting a portion of the spine and large forces have to be applied by the hooks on the vertebrae engaged therewith in order to correctly re-dispose the displaced vertebrae. The amount of force 30 applied has to be carefully controlled by the surgeon to avoid fracture of the bone.

35 It is an object of the present invention to provide an improved device for correcting and maintaining the correction of scoliotic curves.

40 According to the present invention there is provided a device for correcting a scoliotic curve and maintaining such a correction, comprising a rigid member adapted to be 45 disposed internally of the body of a patient and to abut portions of the spine, and tension means adapted to extend between the rigid member and selected vertebrae overlain by the rigid member for drawing the 50 vertebrae towards the rigid member and

for holding the vertebrae in substantially fixed relationship with the rigid member.

50 The tension means may be rigid and include tension members each having an end portion of hook form in engagement with a vertebra in the curve and means for connecting each tension member to the rigid member and for adjustably reducing the distance between the hook form end portion of the tension member and the rigid 55 member and for opposing movement of the tension member relative to the rigid member in a direction tending to increase said distance.

60 End portions only of said rigid member may be adapted to abut portions of vertebrae adjacent to but not included in the curve.

65 The means for connecting each tension member to the rigid member may include a screw-threaded portion of the tension member, an aperture in the rigid member for receiving the screw-threaded portion of the tension member and a nut for threaded engagement with the screw-threaded portion 70 of the tension member and in abutting engagement with the rigid member to oppose movement of the tension member relative to the rigid member in said direction tending to increase said distance, the arrange- 75 ment being such that the tension member may adopt any orientation of a range of orientations relative to the rigid member. A plurality of said apertures may be provided in said rigid member. Said apertures 80 may comprise a slot and discrete holes, the holes extending between the bottom of the slot and a surface of the rigid member, each of the holes having a bounding surface conforming to a truncated segment of 85 a sphere for co-operation with a corresponding surface of the nut.

90 In cases where end portions only of the rigid member are adapted to abut portions of vertebra adjacent to but not included

in the curve, each of said end portions of the rigid member may include a lug adapted to abut a portion of a vertebra adjacent to but not included in the curve.

5 An embodiment of the present invention will now be described by way of example with reference to the accompanying drawings in which:—

Figure 1 is a side view of a rigid member of the device;

Figure 2 is a view taken in the direction II in Figure 1;

Figure 3 is an enlarged cross-sectional view taken on the line III—III in Figure 2;

15 Figure 4 is a side view of a connecting member;

Figure 5 is a cross-section taken on the line V—V in Figure 4;

Figure 6 is an end view of the connecting member illustrated in Figure 4, taken in the direction of the arrow VI in Figure 4;

Figure 7 is a view in axial section of a nut; and

Figure 8 is a side view of a portion of a connecting member alternative to that illustrated in Figure 4.

In Figure 1, there is illustrated a rigid bridge member 1 which is intended to bridge the portion of a spine including a scoliotic curve. The rigid bridge member 1 is to be located at the concave side of the curve.

End portions 2 and 3 of the member 1 have integral lugs, 4, 5 extending from the same side surface 6 of the member 1. The ends of the lugs 4, 5 at the ends of the member are of circular arcuate form in profile as can be seen at 7 in Figure 1. The side surfaces 8 of the lugs 4, 5 are convergent upon one another in the direction away from the plane of the side surface 6 and the surface 9 of the lugs 4, 5 connecting the convergent side surfaces 8 is of smooth arcuate form in section, as can be seen in Figure 3.

The member 1 has formed therein a slot 10 in the portion thereof between the lugs 4, 5. The slot 10 is open at the side surface 6 of the member 1 and the bottom 10a of the slot 10 is spaced from the opposite side surface 11 of the member 1. The sides 10b of the slot 10 are inclined to planes normal to the surfaces 6 and 11 at angles of 15° and are convergent towards the bottom 10a of the slot 10. The bottom 10a conforms to a part-cylinder throughout the major portion of its length.

Six holes 12 are formed in the portion of the member 1 between the bottom 10a of the slot 10 and the surface 11. The bounding surfaces of each hole 12 includes a surface 12a conforming to a truncated minor segment of a sphere and a cylindrical surface 12b which at one end is contiguous with the bounding surface of the slot 10. The other end of the cylindrical

surface 12b includes the smaller diameter bounding circle 12c of the surface 12a. The holes 12 are disposed with uniform spacing along the slot 10.

Each hole 12 and the slot 10 constitutes an aperture for the reception of a portion of a connecting member now to be described.

The device includes one or more connecting members 14, one of which is illustrated in Figures 4, 5 and 6. Each connecting member 14 comprises a rod portion 13 threaded over at least a portion of its length extending from one end 16. In the embodiment illustrated the rod portion 15 is threaded throughout its length. The other end 30 of the connecting member 14 is of hook form. The inner profile of the hook is of U-shape and the outer profile of the hook is of circular arcuate form, (see Figure 4). In cross-section the outer surface 17 of the hook is of arcuate form as may be seen in Figures 5 and 6.

The side surfaces 18 of the nose 19 of the hook are convergent towards the free end 20 of the hook as may be seen in Figure 6.

In use, the rod portion 15 of the connecting member 14 extends through the slot 10 and through one of the holes 12, the hook being located at the side of the member 1 from which the lugs 4, 5 extend. A nut 21, threadably engaged with the rod 15, seats in the hole 12.

The nut 21 has a surface 22 which conforms to the bounding surface 12a of the hole 12 and allows the connecting member to move between and take up any one of an infinite number of orientations, relative to the member 1, within a range of orientations limited by engagement of the portion 15 with the bounding surfaces 10b of the slot 10 or the surface 12b.

The above described device is applied to correct, and maintain the correction of, a scoliotic curve by a surgical operation which disposes the device entirely within the body of a patient and includes forming a bore in the junction of the lamina and pedicle of a vertebra for receiving the nose 19 of the hook of a connecting member 14. Usually two connecting members are used and in this case such bores would be formed in each of two adjacent vertebrae. The junction of the lamina and pedicle in which the bore is formed is the one at the concave side of the curve.

With the noses of the hooks engaged in the bores, the rigid bridge member 1 is brought up and the rod like portions 15 of the connecting members 14 are inserted into two adjacent holes 12. In the case of severe curves, the rods may be inserted in non-adjacent holes 12.

Nuts 21 are threaded over the rods 15

with the surfaces 22 towards the bridge member 1, the bridge member 1 being disposed with the lugs 4, 5 directed towards the spine.

5 The bridge member 1 is brought up to the spine so that the lugs 4, 5 abut on the lamina of two vertebrae adjacent to but not included in the curve and so that the bridge member 1 bridges the concavity of the curve. Usually there will be five vertebrae 10 between the two vertebrae upon which the lugs 4, 5 bear.

The nuts 21 are then rotated so that they engage the bridge member 1. Further 15 rotation of the nuts 21 causes movement of the rod portions 15 through the slot 10 and holes 12 and hence reduces the distances between the bridge member 1 and the hooks and this causes the displaced vertebrae to 20 move towards the bridge member 1.

The nuts 21 may be rotated until the displaced vertebrae in the curve are returned to their desired dispositional rela-

tionship with the remainder of the vertebrae.

Because the vertebrae in the curve are 25 not only translationally displaced but also rotationally displaced, it has to be ensured that upon drawing the displaced vertebrae into their required positions, when rotational as well as lateral movement will occur, the 30 displaced vertebrae are free to rotate to their required positions and that such rotational movement is not impeded by engagement of the hooks with parts, e.g. the articular process, of a vertebra adjacent to 35 the vertebra to which the hook is connected. This may involve the removal of a part of the articular process of the adjacent vertebra.

The parts of the device are, of course, 40 formed of a material, such as stainless steel which is appropriate for use in an implant.

As an example of the dimensions of devices in accordance with the present invention the following approximate values for 45 devices of four sizes are quoted:—

	Overall length of the bridge member 1:	5½"	6"	7"	8"
50	Distance between one end of bridge member 1 and centre of nearest hole 12:	1½"	1¾"	2¼"	2½"
	Distance between centres of holes 12:	½"	½"	½"	½"
55	The portion of the bridge member intermediate the lugs is of overall rectangular section with sides 6 and 11 being:	0.3"	0.35"	0.35"	0.35"
60	and other sides being:	0.33"	0.37"	0.37"	0.37"
	The length of the rod portion of the connecting members is 2".				
65	The outer radius of the hooks is ⅞".				
	The mouth opening of the hooks is ⅜".				
70	The thickness of the hooks, i.e. the transverse dimension in Figure 5, is ¼".				

The surfaces 7 and 9 of the lugs 4, 5 are of smooth arcuate form to avoid erosion of the bone on which the lugs bear and 75 purchase and to allow small amounts of movement of the vertebrae, on which the lugs bear, relative to the rigid member upon drawing the displaced vertebrae into their required positions and upon growth.

80 In the embodiment described above, there are six holes 12. It is to be understood that not all the apertures will be associated with a connecting member when the device is implanted. The purpose of providing a

greater number of holes than will actually 85 be used in any one implant is so that the one device could be used with any one of a number of scoliotic curves of different characteristics. Whilst six holes are provided in the embodiment illustrated it will 90 be understood that any number of holes may be provided but usually there will not be less than two or more than six.

Whilst one particular shape of hook of the connecting member has been described, 95 it is to be understood that other shapes of hook may be employed which are appro-

appropriate for use with parts of vertebrae other than those referred to above. An example of another shape of hook which may be employed is illustrated in Figure 8. The connecting member illustrated in Figure 8 comprises a threaded rod portion 25 and a hook 26 which is more clearly of C-shape rather than the U-shape of the hook illustrated in Figure 4. The axis of the rod portion 25 passes through the point about which the concentric circular arcuate outer and inner profiles of the hook are struck. As can be seen in Figure 8, the hook tapers towards its nose 27.

It will be realised that the junction of the lamina and pedicle is a comparatively strong region in which to make the mechanical connection between the vertebra and the device.

A consideration of the forces likely to be involved in correcting a scoliotic curve by applying a force to a displaced vertebra in a direction approximating to a radius of the curve will show that such forces are likely to be less than if the correction is performed by applying distractive forces approximately along a chord of the curve. Since bone fracture must be avoided, advantages are achieved when the applied forces on the bone can be reduced and the forces are applied to the bone at a stronger region of the bone.

A further advantage believed to be present in a device according to the present invention is that the correction is maintained even when growth occurs because the mechanical arrangement of the device is such that growth and hence movement of the vertebrae relative to the device does not result in reduction of the correcting force applied by the device.

It is to be understood that the terms scoliosis and scoliotic are to be understood not only in their narrow meanings but also in their broader meanings as including kyphosis and kyphotic, and lordosis and lordotic. Devices in accordance with the invention are suitable for correcting and maintaining the correction of curves which are strictly termed kyphotic and lordotic.

In the embodiment described above, the rod like portion of each connecting member extends through an aperture in the rigid bridge member, which aperture comprises the slot and one of the holes. It will be understood that the slot common to all the holes, is not essential and that entirely discrete apertures may be provided in which case each discrete aperture may comprise a portion having a bounding surface conforming to a truncated segment of a sphere and a portion having a bounding surface conforming to a frustum of a cone with the smaller bounding circles of the conical and spherical bounding surfaces coincident.

WHAT WE CLAIM IS:—

1. A device for correcting a scoliotic curve and maintaining such a correction, comprising a rigid member adapted to be disposed internally of the body of a patient and to abut portions of the spine, and tension means adapted to extend between the rigid member and selected vertebrae overlain by the rigid member for drawing the vertebrae towards the rigid member and for holding the vertebrae in substantially fixed relationship with the rigid member.

2. A device as claimed in Claim 1, wherein the tension means are rigid and include tension members each having an end portion of hook form for engagement with a vertebra in the curve and means for connecting each tension member to the rigid member and for adjustably reducing the distance between the hook form end portion of the tension member and the rigid member and for opposing movement of the tension member relative to the rigid member in a direction tending to increase said distance.

3. A device as claimed in Claim 1 or 2, wherein end portions only of said rigid member are adapted to abut portions of vertebrae adjacent to but not included in the curve.

4. A device as claimed in Claim 3, wherein the means for connecting each tension member to the rigid member includes a screw-threaded portion of the tension member, an aperture in the rigid member for receiving the screw-threaded portion of the tension member and a nut for threaded engagement with the screw-threaded portion of the tension member and for abutting engagement with the rigid member to oppose movement of the tension member relative to the rigid member in said direction tending to increase said distance, the arrangement being such that the tension member may adopt any orientation of a range of orientations relative to the rigid member.

5. A device as claimed in Claim 4, wherein a plurality of said apertures are provided in said rigid member.

6. A device as claimed in Claim 5, wherein said apertures comprise a slot and discrete holes, the holes extending between the bottom of the slot and a surface of the rigid member, each of the holes having a bounding surface conforming to a truncated segment of a sphere for co-operation with a corresponding surface of the nut.

7. A device as claimed in any one of Claims 3, 4, 5 and 6, wherein each of said end portions of the rigid member includes a lug adapted to abut a portion of a vertebra adjacent to but not included in the curve.

8. A device for correcting a scoliotic curve and maintaining such a correcting sub-

stantially as herein described with reference to Figures 1 to 7 of the accompanying drawings.

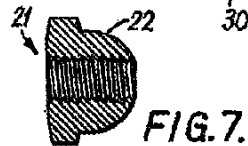
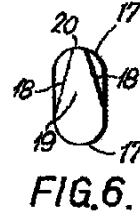
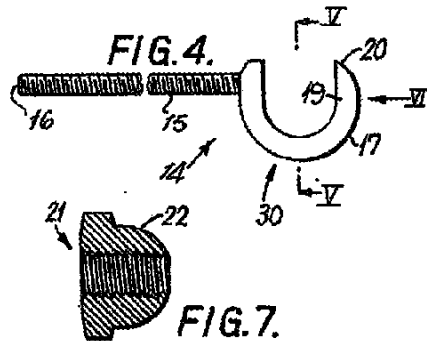
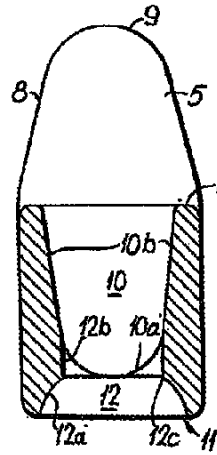
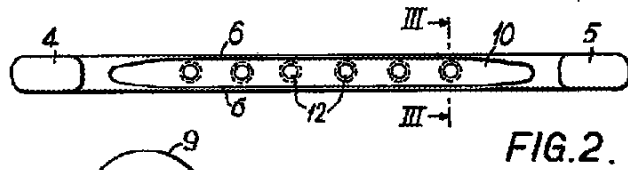
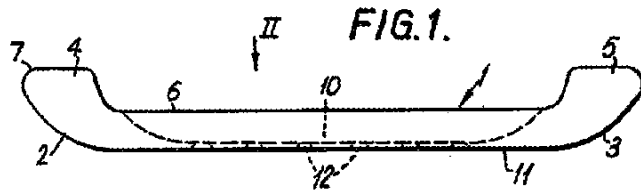
9. A device for correcting a scoliotic
5 curve and maintaining such a correction substantially as herein described with reference to Figures 1 to 7 as modified by the

description with reference to Figure 8 of the accompanying drawings.

J. N. ARMSTRONG,

Chartered Patent Agent,
Agent for the Applicants.

Printed for Her Majesty's Stationery Office by The Tweeddale Press Ltd., Berwick-upon-Tweed, 1971
Published at the Patent Office, 25 Southampton Buildings, London WC2A 1AY from which copies
may be obtained.



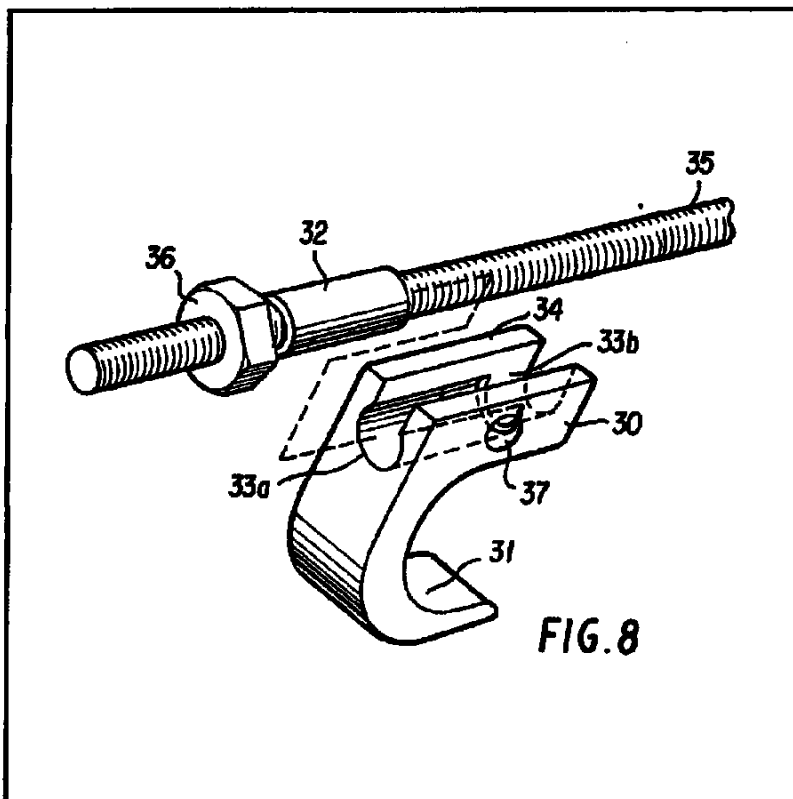
(12) UK Patent Application (19) GB (11) 2 051 581 A

(21) Application No 8018118
(22) Date of filing
3 June 1980
(30) Priority data
(31) 45402
(32) 4 Jun 1979
(33) United States of America
(US)
(43) Application published
21 Jan 1981
(51) INT CL³ A61B 17/18
(52) Domestic classification
A5R X7
E2A 370 374 GF
(56) Documents cited
GB 464787
(58) Field of search
A5R
E2A
(71) Applicant
James S Keene
6305 Keelson Drive
Madison
Wisconsin 53705
United States of
America
(72) Inventors
James S Keene
(74) Agents
Gee & Co

(54) Hook assembly for engaging a spinal column

(57) An apparatus used in the treatment of spinal fractures and scoliosis, and for other industrial applications. A threaded rod 35 carries a slidable sleeve 32 which engages a hook 31 to interconnect the rod 35 with the hook. The hook has a bore 33a, b which receives the sleeve 32, and a slot 34 is located parallel to and communicating with the bore. The slot 34 has a width which is greater than the diameter of the rod 35 and less than the outside diameter of the sleeve 32 so that the rod can be placed into the slotted base 30 of the hook 31 and held in position by the sleeve 32 which is slipped over the rod and into the bore. A threaded nut 36 secures the position of the sleeve 32 on the rod. Preferably,

the hook assembly forms a part of a Harrington compression rod or a tensioning means which interconnects a Harrington distraction rod and a Harrington compression rod.



GB 2 051 581 A

SPECIFICATION

Hook assembly for engaging a spinal column

5

The invention generally relates to a device for the surgical treatment of spinal fractures or for straightening the spine in the surgical treatment for deviations of the spinal column, especially scoliosis. In particular, the present invention relates to a hook assembly for a Harrington compression rod, or a transverse traction device which are affixed to the spine.

10

Scoliosis is the lateral deviation of the spinal column. The spinal curvature which results from scoliosis is generally defined on the basis of specific reference points. In particular, the extreme upper and lower vertebrae and the most displaced vertebra are of particular interest. The extreme upper and lower vertebrae are those which are the most inclined relative to the median longitudinal axis of the torso. The two planes within which the extreme upper and lower vertebrae can be found define the scoliotic angle. The most displaced vertebra is defined as the vertebra which is the farthest from the median axis of the torso.

20

25

When the scoliotic angle of curvature exceeds a given limit of approximately 35-50°, it becomes necessary to consider surgical treatment of the scoliosis. The surgical treatment is known as arthrodesis and consists of fusing together the vertebrae of the scoliotic curvature, after correcting the scoliotic curvature to the maximum possible extent. Such correction can be accomplished prior to the operation by continuous traction of the spine or by corrective plaster casts.

35

However, it is during surgery that the correction is completed and finalized. For this purpose, a solid metallic rod with hooks is placed in the concavity of the curvature and a threaded rod with hooks is placed on the convexity of the curvature. These rods straighten the spine and maintain the correction until arthrodesis is attained by means of autogenous bone graft. The implants used most often to correct curvature during surgery are known as the Harrington distraction system and the Harrington compression system, illustrated in Fig. 1.

45

50

The distraction system consists of two metallic anchoring devices 116 and 117 of the hook type which are attached to the vertebrae 4 which comprise the spinal column, generally referred to by reference character 1. A notched metal rod 115 serves as a stay and permits the spacing between the hooks 116 and 117. One of the ends 118 of rod 115 is usually notched in such a manner as to permit the distance between anchoring devices 116 and 117 to be adjusted by means of a spreading instrument. Generally, the upper anchoring element 116 is intended for fastening

60

65

hooked onto a dorsal vertebra 9. Usually, the hook of element 116 is directed upward and shaped in such a manner as to permit its insertion between the articular facets of two adjacent vertebrae. The hook of element 6 penetrates into the interarticular space and is supported on the vertebra.

70

Similarly, a lower anchoring element 117 is intended to be fastened at the lower end of the spine and is often supported on a lumbar vertebra 10. It is contemplated that the hook associated with element 117 is directed downwardly and supported on the lamina of the lumbar vertebra between the spinous process and the articular facet. In the illustrated example, vertebrae 9 and 10 are considered to be the extreme vertebrae.

80

The compression system consists of two or more metallic anchoring devices 111 and 112 of the hook type which are attached to selected transverse processes of vertebrae 4 which are situated on the convex side of the scoliotic curvature. Threaded metal rod 113 serves as a stay and permits spacing between the hooks 111 and 112. Hooks 111 and 112 usually face each other and slide freely along threaded rod 113. The hooks are adjusted by means of nuts 114 so as to effect compression of the convexity of the scoliotic curvature. It is understood that more than two hooks and nuts can be used to achieve the desired amount of compression.

85

90

95

Thus, by the application of Harrington distraction and compression systems, the straightening of the scoliotic curvature can be effected and maintained. Vertebral arthrodesis is then achieved by exposing the posterior arches of the vertebrae and attaching autogenous spongy bone with the Harrington devices left in place.

105

Fig. 2 is an illustration of a patient suffering from scoliosis schematically represented from the rear. The spinal column 1 is visible and indicated schematically by rectangles or trapezoids. The patient illustrated in Fig. 2 exhibit a scoliosis involving a deviation of the vertebrae to the right. The scoliotic curvature can be defined on the basis of the top vertebra 2 and the bottom vertebra 3 of the deviation, and the vertebrae 4 which are located at the peak of the curvature. It is noted that the vertebrae 2 and 3 are those which are most strongly inclined relative to the median longitudinal axis M-M of the body, while vertebrae 4 are those which are farthest from that axis. Angle α is thus a characteristic of the scoliotic curvature. When the angle α exceeds a limit of approximately 35-50°, it is often necessary to resort to arthrodesis and to install Harrington distraction and compression rod systems, as illustrated in Fig. 1.

110

115

120

125

However, the Harrington distraction and compression systems are not totally effective in supporting the peak vertebrae 4 which are further away from the axis M-M than the

130

other vertebrae and cannot fully accomplish straightening of the scoliotic curvature. Accordingly, transverse tensioning devices as illustrated in Figs. 3 and 4 have been suggested by French Patent No. 2,244,446.

Such a transverse tensioning device makes use of (1) a compression rod 11, similar to the Harrington compression rod, and (2) a tensioning element 12. Obviously, the intent of the Harrington distraction rod 5 is to separate the vertebrae apart from each other. The basis of the transverse tensioning device is a tensioning element 12 which is supported by the compression rod 11 on the side of the vertebrae most displaced by the curvature and connected to the other side of the spine by the Harrington distraction rod 5. Preferably, the tensioning means is adjustable so that the peak of the scoliotic curvature can be pulled toward the distraction rod 5, resulting in a better correction of the curvature and a better preservation of the correction obtained. It is contemplated that a transverse tensioning device results in reduction of the lateral displacement of the most displaced vertebrae, completion of the correction obtained by the longitudinal Harrington distraction rod, and relief of the load on the supporting vertebrae.

Generally, the transverse tensioning devices of the prior art have been comprised of compression rod 11 and tensioning element 12, the first of which is intended to be supported on two vertebrae 4 which are closest to the peak of the scoliotic curvature, and the second of which permits the first to be brought nearer to the metallic distraction rod 5.

Compression rod 11 is generally comprised of a threaded rod 13, at one end of which is permanently fastened a hook 14. This rod 13 passes freely through another hook 15 which is held in place by nuts 16. Hook 15 slides along rod 13 and faces hook 14. Hook 14 has a rounded and beveled end 17 which allows it to be supported, from top to bottom, by the transverse processes of the upper vertebra 4 of the peak, after cutting of the costovertebral ligament. Hook 15 passes from the bottom to top beneath the transverse process of the lower vertebra 4 of the peak. Nut and locking nut 16 permit hooks 14 and 15 to be brought closer to each other and to be tightened in such a way as to effect a firm transverse grip. Hook 15 is finally locked into position by means of a set screw S which jams the threads of rod 11. Hooks 14 and 15 are attached to the transverse processes of vertebra 4 which are situated on the convex side of the scoliotic curvature.

Tensioning element 12 comprises a threaded rod having one end which is permanently fastened to hook 18. The rod passes freely through another hook 19 which is held in place on the rod by nuts 21. Hook 19 is able to slide along the rod and faces hook 18. Hook 18 engages rod 13 and hook 19 en-

gages Harrington rod 5. By screwing nut and locking nut 20 along the rod hooks 18 and 19 approach each other and the peak vertebrae 4 are made to approach median axis M-M. This allows better correction of the scoliotic curvature. Hook 19 is finally locked into position by means of a set screws which jam the threads of element 12. It is noted that elements 11 and 12 are located at the posterior side of the spine, element 12 being in contact with the spongy graft 21 necessary for this arthrodesis so as to reinforce the solidity of the arthrodesis.

The surgical techniques used in employing the transverse traction device illustrated in Figs. 3 and 4 are outlined in more detail by Dr. Cotrel in his article entitled "New Techniques for the Treatment of Idiopathic Scoliosis," *International Orthopedics*, Spring, 1978, pp. 247-265.

The basic problems with the above described transverse traction system are as follows:

1. It is difficult to apply.
2. It requires the use of additional instruments other than those commonly available to spinal surgeons familiar with the Harrington procedure.
3. It provides for the use of tiny set screws to positively locate hooks 15 and 19 on elements 11 and 12. Such set screws must be cut off flush with the hooks, thereby risking the loss of a portion of a set screw in the human body.
4. Hook 18 of element 12 does not positively locate on element 11 and is subject to slippage.

It is an object of this invention to provide a hook assembly for use with a threaded Harrington compression rod which may be used for the treatment of scoliosis or spinal fractures, the hook assembly allowing a single surgeon to easily place the Harrington rod in position.

It is a further object of this invention to provide a hook assembly for a threaded Harrington compression rod which allows the hooks to be properly spaced on the Harrington rod.

It is a further object of this invention to provide a hook assembly for a Harrington compression rod which allows the hooks to be tilted and manipulated into position before engaging the rod and being retained on the rod.

It is another object of this invention to describe a hook assembly for use in combination with a Harrington compression rod which obviates the need for a partial laminectomy, when hooks are being placed on the laminae.

It is a further object of this invention to provide a hook assembly for use with a Harrington compression rod which has a radiused shoe on each hook which can be placed to clear the edge of the lamina before the rod is

tightened to achieve compression or distraction.

It is another object of this invention to describe a hook assembly for use with a Harrington distraction rod, a Harrington compression rod or a tensioning device interconnecting such rods which includes a hook comprised of a base and projecting hook, the base having a bore therethrough for receiving a sleeve located on the rod.

It is yet another object of this invention to provide a hook assembly for a Harrington compression rod which allows the preliminary placement of the hook before engaging the rod.

It is a final object of the hook assembly of this invention to provide a system for use in combination with a Harrington compression rod which significantly reduces the surgical time required for installing such rods.

The basis of the invention is a hook assembly for use with a threaded rod to interengage the threaded rod with a portion of the spinal column. The hook assembly includes a sleeve or bushing for engaging the threaded rod and surrounding a portion thereof. A base engages the sleeve and has a bore therethrough for receiving the sleeve. A slot is provided in the base on the side or top thereof and is parallel to and communicates with the bore. The slot has a width which is greater than the diameter of the threaded rod so that the threaded rod may pass therethrough and less than the outside diameter of the sleeve so that the sleeve does not pass therethrough. A hook or shoe is integrally connected to and projects from the base. A locking system is employed to position the hook assembly with respect to the threaded rod so that the relative position of the hook assembly will remain consistent with respect to the threaded rod. In a preferred embodiment, the locking system is a threaded nut which engages the threaded rod on one side of the sleeve and base. It is contemplated that one of the threaded nuts may be integrally attached to the sleeve to facilitate placement of the sleeve. The bore in the base may be tapered so that the bore engages the sleeve and does not completely pass therethrough. Alternatively, the bore may have a smaller diameter portion which prevents passage of the sleeve completely therethrough. In addition, the base may be provided with opposing openings for engagement by an instrument, such as a hook holder.

In use, each base and hook are placed on the spinal column and the rod is positioned within the slot of each hook. The sleeve or bushing is then located within the bore in the base to secure the rod to the hook. The threaded nut is then turned down to achieve compression or distraction, and the entire hook assembly is held in position.

These features and objects of the invention, as well as others, will become apparent to

those skilled in the art by referring to the accompanying drawings in which:

Figure 1 is an illustration of a Harrington distraction rod and a Harrington compression rod engaging the spinal column;

Figure 2 is a schematic illustration, from the rear, of an individual suffering from scoliotic curvature of the spinal column;

Figure 3 shows a Cotrel compression rod 75 and a Harrington distraction rod engaging the spinal column and tensioned by a device disclosed in French Patent No. 2,244,466;

Figure 5 is a cross-sectional view of the hook assembly of the invention shown in the 80 locked position;

Figure 6 is a side view of the hook and base portions of the hook assembly;

Figure 7 is a sectional view of the base of the hook assembly taken along lines 7-7 of 85 Fig. 5; and

Figure 8 is a perspective view showing the hook assembly in position to be engaged.

The basic feature of the invention is the connecting means which forms the hook assembly as illustrated in Figs. 5-8. This hook assembly allows the placement of the hook with engagement of the spinal column before the hook and attached base are connected to the threaded rod. The hook assembly further 95 provides a positive interconnection between the base and hook portions and the threaded rod so that, in the locked position, pivoting or other movement between the threaded rod and base of the hook assembly is not possible.

Referring in more detail to the features of Fig. 5, it can be appreciated that threaded rod 35 is somewhat similar to rod 113 shown in Fig. 1. In particular, rod 35 is a threaded rod 105 which interconnects two or more hook means for engaging the spinal column or interengaging a Harrington compression rod and a Harrington distraction rod. It is, therefore, noted that the hook assembly of the invention may 110 be used as a part of a distraction rod, as part of a compression rod or as part of a tensioning means which interconnects a Harrington distraction rod and a Harrington compression rod. In fact, the hook assembly may be used 115 on any surgical system in which engagement of a hook means is required.

The threaded rod 35 carries a sleeve 32 which surrounds the rod and slides along the rod for free positioning. The base portion 30 of the hook assembly is integrally connected to a hook portion 31 which particularly engages the spinal column or rod which is to be the anchoring means. Bore 33a is longitudinally located within the base portion 30 and is sized to accept the sleeve 32. Bore 33b is provided and has a diameter which is less than the outside diameter of the sleeve 32 so that that sleeve is prevented from completely passing through bore 33a and through the 130 base portion 30 of the hook assembly. Alter-

natively, as shown in Fig. 6, the bore within the base portion 30 may be tapered bore 33c which performs the same function as bores 33a and 33b.

5 A slot 34, as best shown in Figs. 7 and 8, is parallel to the bore 33a and in communication with the bore 33a to form an opening in the base 30. The size of the slot 34 in relation to the sleeve 32 and threaded rod 35 forms a
10 critical feature of the invention. In the preferred embodiment, the slot 34 should form an opening within the base 30 so that the width of slot 34 is greater than the diameter of rod 35 but less than the outside diameter
15 of sleeve 32. The result of this critical dimension is that the slot 34 allows the rod 35 to be slipped into the hook assembly and then the sleeve 31 is moved along the rod 35 to engage the hook assembly. This movement
20 can be appreciated by referring to the dotted lines in Fig. 8. Once the base 30 is in position around the sleeve 32 so that the sleeve 32 is located within bore 33a and abuts the shoulder between bore 33a and 33b, locking nuts
25 36 may be turned to lock the position of sleeve 32, base portion 30 and integrally connected hook portion 31 into position with respect to the threaded rod 35.

In an alternative embodiment, it is contemplated that the sleeve 32 may be integrally connected to a locking nut 36 so that the particular position of the sleeve 32 is determined by the position of the locking nut to which it is connected. In some operations,
35 this type of structure allows for the manipulation of the hook assembly in a more efficient fashion.

It is further contemplated that the base portion 30 of the hook assembly may be provided with engaging openings 37. These openings, which are opposing, are provided so that the entire base portion 30 and integrally connected hook portion 31 may be handled by a hook holder, hemostat or other
45 convenient device. These engaging openings are especially necessary when the apparatus being implanted is of an extremely small nature and manipulation of the base portion 30 and integrally connected hook portion 31 becomes difficult with human fingers. It is also
50 contemplated that other engaging means, not shown, may be provided on the base portion 31, such as notches, multiple openings, transverse bores, projections or protrusions.

It is, therefore, apparent that the hook assembly allows for the engagement of the hook portion 31 by manipulation of the base portion 30 before the base portion is slideably engaged by the sleeve 32 carried by the
60 threaded rod 35. With the hook portion 31 engaged to an anchor, such as the spinal column, the threaded rod 35 may be slipped through the slot 34 and the sleeve 32 is then moved along the threaded rod 35 into the
65 bore 33a. With the threaded rod 35 and

sleeve 32 in place, the entire hook assembly is retained on the rod 35 by locking nut 36 and compression or distraction may be achieved by advancing the locking nut in the proper direction. This allows the surgeon to place each hook on the spine, tilting or manipulating the hook as required to achieve a good purchase. This often avoids the partial laminectomy that is sometimes necessary with
75 the Harrington systems of the prior art.

Use of the hook assembly apparatus as described above for the treatment of spinal fracture as compared with the prior art devices has shown that a thirty to forty minute reduction in surgical time can be achieved when operating on fracture cases. It is contemplated that even more time could be saved in the performance of scoliosis cases.

Various changes may be made to the details of the invention, as disclosed, without sacrificing the advantages thereof or departing from the scope of the appended claims. For example, any hook style may be adapted to this design or the sleeve or bushing employed can have a square, hexagonal or other shape. It is only necessary that the internal shape of the sleeve be complementary and corresponding to the external shape of the threaded rod and that the external shape of the sleeve be equivalent to or complementary with the internal shape of the bore and the base.

Furthermore, although the present invention has been disclosed and discussed with particular regard to its exceptional advantages in terms of devices for the treatment of spinal fracture and scoliosis, it may be understood that the invention may be employed in several surgical as well as industrial applications wherein a rod engages a portion by means of a hook which requires manipulation about the portion. In addition, although the preferred embodiment contemplates a metallic structure, the invention may be comprised of any suitable form-retaining material.

110 CLAIMS

1. A hook assembly for inter-engaging a first rod and a second device including a second rod, a bone or a portion of a spinal column, said hook assembly comprising:

115 a) sleeve means for engaging the first rod;
b) base means for engaging said sleeve means and having a bore therethrough for receiving said sleeve means; and

120 c) hook means connected to and projecting from said base means, said hook means for engaging the second device.

2. A hook assembly according to Claim 1 wherein said base means has a slot parallel with and communicating with said bore, said slot having a width which is greater than a diameter of the first rod and less than the outside diameter of the sleeve means.

3. A hook assembly according to Claim 1
130 or 2 further including a lock means cooperat-

ing with said base means and sleeve means for engaging the first rod and locking the relative portion of the base means and sleeve means with respect to the first rod.

4. A hook assembly according to Claim 1, 2 or 3 wherein the bore in said base means is tapered.

5. A hook assembly according to Claim 1, 2, 3 or 4 wherein the bore in said base means has a portion with a diameter which is less than the outside diameter of the sleeve means, thereby forming a shoulder against which the sleeve means abuts.

6. A hook assembly of Claim 3 wherein said lock means is a pair of threaded nuts for engaging the first rod on a side of the base means and sleeve means.

7. A hook assembly according to Claim 6 wherein said base means further includes an opening for engagement by an instrument.

8. A hook assembly according to Claim 6 wherein one of said threaded nuts is attached to said sleeve.

9. An apparatus for engaging a spinal column comprising:

a) a rod;
b) a bushing surrounding a portion of the rod;

c) a base for engaging the bushing and having a bore therethrough for receiving the bushing; and

d) a hook connected to and projecting from the base, said hook for engaging a portion of the spinal column.

10. Apparatus of Claims 8 or 9 wherein said rod is threaded and at least one threaded nut in the form of a locking means engages the rod on a side of the base to lock the relative position of the base with respect to the threaded rod.

11. Apparatus according to Claim 9 wherein said base has a slot parallel with and communicating with the bore in said base, said slot having a width which is greater than the diameter of the rod and less than the outside diameter of the bushing.

12. Apparatus according to Claim 9 or 10 wherein one of said threaded nuts is attached to said bushing.

13. A hook assembly substantially as hereinbefore described with reference to and as illustrated in Figs. 5 to 8 of the accompanying drawings.

14. An apparatus for engaging a spinal column substantially as hereinbefore described with reference to and as illustrated in the accompanying drawings.

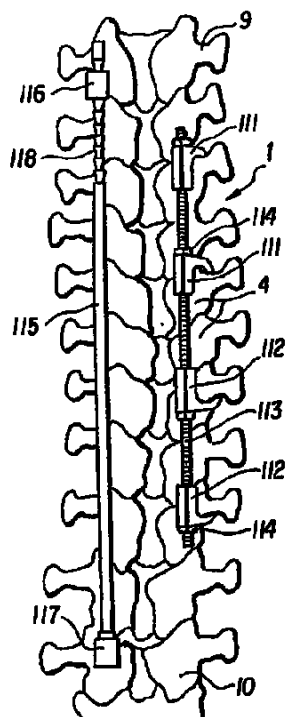


FIG. 1

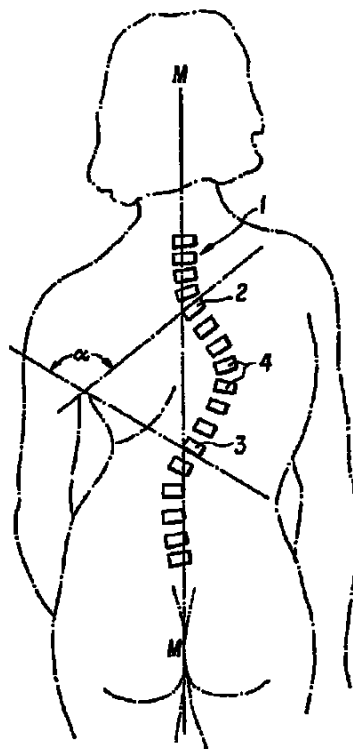


FIG. 2

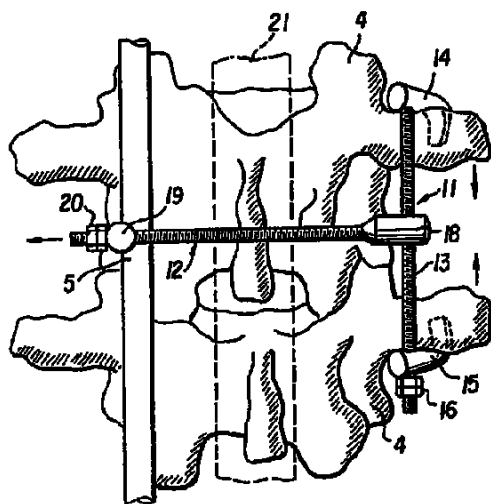


FIG. 3 PRIOR ART

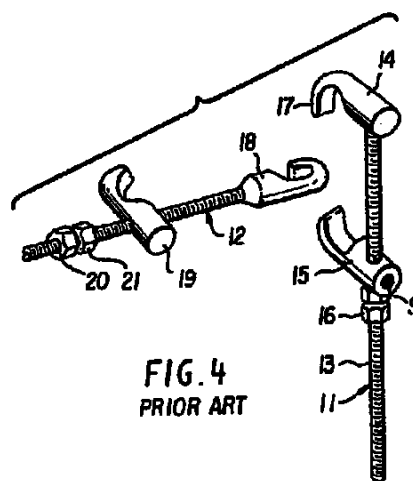


FIG. 4
PRIOR ART

2051581

2/2

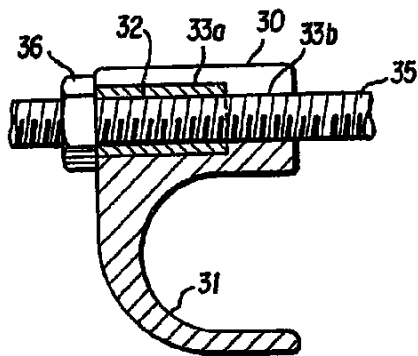


FIG. 5

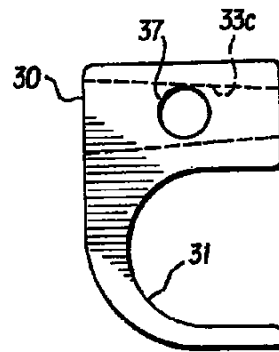


FIG. 6

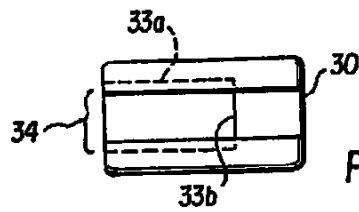


FIG. 7

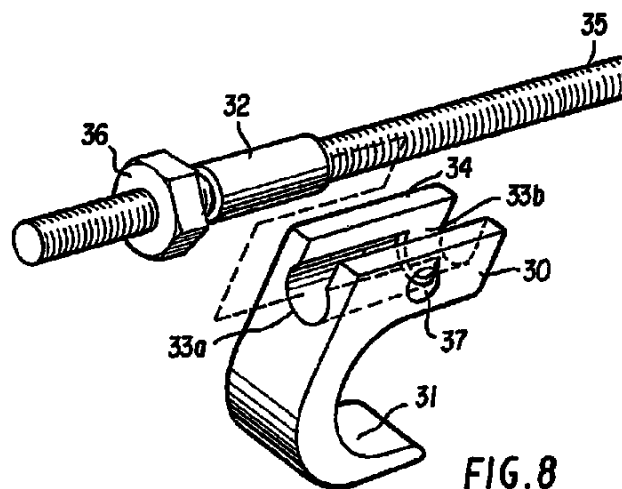


FIG. 8

(12) UK Patent Application (19) GB (11) 2 131 300 A

- (21) Application No 8331567
- (22) Date of filing 25 Nov 1983
- (30) Priority data
- (31) 446001
- (32) 1 Dec 1982
- (33) United States of America (US)
- (43) Application published 20 Jun 1984
- (51) INT CL³
A61F 5/01
- (52) Domestic classification
A5R X7
- (56) Documents cited
GB A 2096465
GB A 2061581
GB 1551704
WO A 80/01137
- (58) Field of search
A5R
- (71) Applicant
Charles Cannon
Edwards,
3907 Greenway,
Baltimore,
Maryland 21218,
United States of America.
- (72) Inventor
Charles Cannon
Edwards
- (74) Agent and or Address for
Service
Gee & Co.,
Chancery House,
Chancery Lane,
London WC2A 1QU.

(54) Spinal compression/distraction hooks

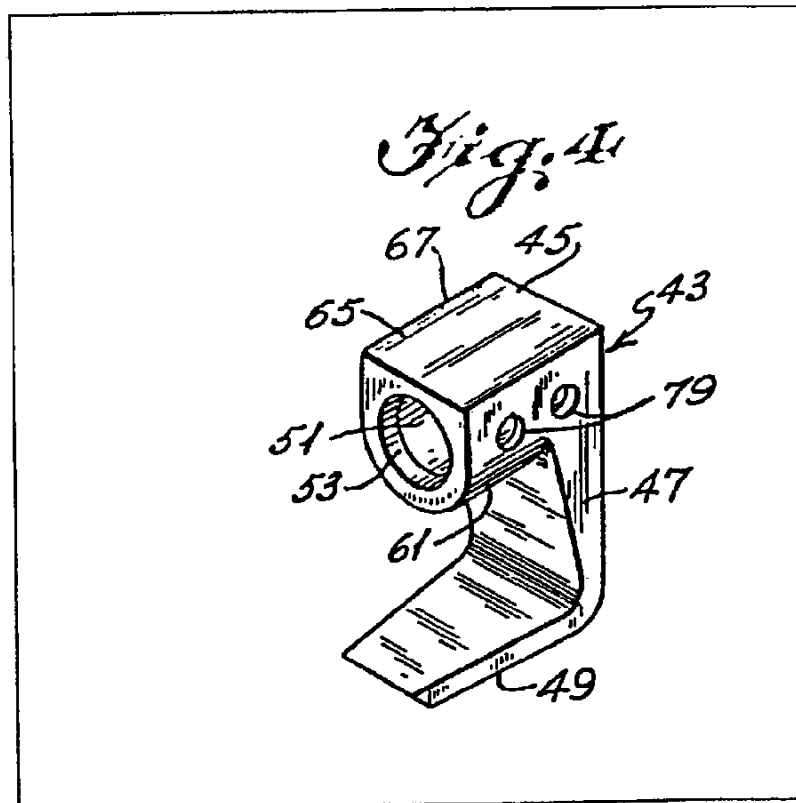
(57) A spinal hook (43) comprises a body (45) having a rod-receiving bore (51) therethrough, a connecting portion (47) and a shoe portion (49), the connecting portion extending along a plane approximately normal to the axis of the bore, and the shoe portion extending in

a plane from the connecting portion and terminating in a tip at one end and being joined to the connecting portion at the other end.

The side of the body facing the shoe portion has a convex curved outer surface (61) to allow a closer fit to a vertebra to which the hook is attached.

Preferably, the tip of the shoe is disposed closer to the body than the remainder of the shoe by either forming an acute angle between the shoe and the connecting portion or bending the tip of the shoe. The shoe may be tapered in both width and thickness, and the connecting portion may be tapered in width from the body to the shoe to provide a better fit between the hook and the vertebrae.

The body is provided with one non-round slot or a plurality of holes (79) on at least one side thereof to facilitate gripping and insertion of the hook. Forceps adapted for use in connection with the hook are also disclosed.



The drawings originally filed were informal and the print here reproduced is taken from a later filed formal copy.

SPECIFICATION

Spinal compression/distraction hooks

5 This invention relates to spinal compression/distraction hooks of the type used in the so-called Harrington system, wherein one or more rods are used to provide compressive or distractive force between pairs of hooks. The system was originally designed to be used to correct scoliotic deformities occurring in adolescent girls, but is now also used to correct other deformities and to repair or stabilize the spine following spinal fracture.

The prior art includes a number of devices for use in correction of spinal deformities. These devices have been used primarily for the correction of lateral deviation of the spinal column, known as scoliosis. The spinal curvature which results from scoliosis is generally defined on the basis of specific reference points. In particular, the extreme upper and lower vertebrae and the most displaced vertebrae are of particular interest. The extreme upper and lower vertebrae are those which are the most inclined relative to the median longitudinal axis of the torso. The two planes within which the extreme upper and lower vertebrae can be found define the scoliotic angle. The most displaced, or apical, vertebra is defined as the vertebra which is the farthest from the median axis of the torso.

It is during surgery that the correction is completed and finalized. For this purpose, a solid rod with anchoring hooks is typically placed in the concavity of the curvature and a threaded rod with hooks is placed on the convexity of the curvature. These rods straighten the spine and maintain the correction until arthrodesis is attained by means of autogenous bone graft. The implants used most often to correct curvature during surgery are known as the Harrington distraction system and the Harrington compression system. (Harrington is a Trade Mark of Zimmer, Inc., Warsaw, Indiana).

Another use for spinal rods is in the correction of kyphotic (hunchback) deformities produced by disease or spinal injury. In this use, either two compression or two distraction rods are used. Correction can be achieved by pushing the lamina of the apical vertebra anteriorly with the rods.

The shape and dimensions of existing spinal hooks (Figure 1a) were generally designed for use on the above-mentioned treatment of scoliosis in adolescent girls. In this use, the hooks and rod act together like a jack to direct a longitudinal (uniplanar) force to elongate the spine and straighten the curvature. In recent years, however, surgeons have also begun treating fractured spines with the same hooks and rods. The typical patient with a fractured thoracic or lumbar spine is an adult male with thicker bones than the young girls for whom most spinal hooks were designed. Secondly, in treating fractured or dislocated spines, two rods rather than one are used. Accordingly, two hooks must be placed under the lamina of the top and bottom vertebral segment to be fixed with the rods.

All existing spinal hooks known to the present Applicant have four characteristics which make

proper placement and implantation of the hooks unnecessarily difficult in many patients, (see Figure 1a):

-The rod housing or body is square. The corners of the anterior side of the hook body jam into the concavely shaped lamina/spinous process junction 95. This prevents the hook from seating fully and often makes it necessary for the surgeon to cut away bone to make space for the square hook body, using an osteotome.

-The space between the hook body and shoe 96 is not wide enough to fit around the lumbar spine lamina for many adult patients.

-When existing large hooks are placed on both the right and left lumbar lamina in the treatment of spinal injury, the existing broad and square hook shoes often bump into each other making proper seating of the hooks difficult or impossible. The hooks must then be overlapped at their shoes.

-Existing hook design offer either a broad, blunt shoe edge 97 or a sharp cutting shoe edge. Neither design is optimal for placement of distraction hooks in the thoracic spine. In the thoracic spine, hooks wedge between two sides of facet joints 98. The edge of the blunt hook shoes are too thick, making insertion difficult. The sharp hook edge can cut into the bone causing a small fracture which can subsequently propagate, resulting in hook dislodgement. The sharp edged hooks can also increase the chance of tearing epidural veins causing bleeding when used under either thoracic or lumbar lamina.

When these traction/distraction hooks are used to correct kyphotic deformity, the force exerted by the hook has a significant force vector in the posterior direction. (arrows in Figures 1a and 1b). Existing hooks are designed to exert force in the superior or inferior directions and are, therefore, prone to dislodgement when they are used to apply a force in the posterior direction.

Although postoperative hook dislodgement occurs following treatment of all spinal conditions, this problem is especially frequent when hooks and rods are used to correct kyphotic deformity where approximately 10% - 15% of the patients have hooks dislodge post-operatively in the first month.

Most fractures and dislocations of the thoracic or lumbar spine result in kyphotic deformity. Spinal hooks and rods are used to correct this deformity by combining distraction with 3-point loading of the spine. In this usage, the rod or, more ideally, a rod-sleeve, pushes forward over the apex of the kyphotic deformity and the hooks pull backwards or posteriorly. Such a sleeve is described in my U.S. Patent Application No. 159,396 filed June 13, 1980, which is hereby incorporated by reference. All existing hook designs known to the present Applicant feature a large (greater than 5mm) hook radius. In almost all hooks for use in the thoracic or lumbar spine, portion 96 of the hook between the body and the tip of the shoe is rounded, usually semicircularly with a constant radius. To the contrary, the shape of the undersurface of thoracic lamina 99 is essentially flat or slightly concave. Hence, the sole point of contact between the hook and thoracic lamina is at the very edge of the lamina. Particularly when the

hook is used to effect a posteriorly directed force to correct kyphotic deformity, a moment is produced within both the hook and the lamina. The hook is pulling the inferior edge of the lamina posteriorly, which causes it to tilt. Likewise, since the lamina is making contact with the curved inner aspect of the hook, the hook tilts in the same direction as the lamina. The curved hook then acts as a skid to encourage outward migration of itself relative to the lamina. When the lamina and hook are tilted and the patient bends forward and rotates slightly, the hook can dislodge from under the thoracic lamina. In other words, the circular shape of the inner aspect of the hook shoe actually encourages dislodgement from under the thoracic lamina and facets.

The majority of the length of shoes on existing hooks is part of the hook's interior circular radius and, accordingly, diverges from the hook body. As a result, the further the hook is advanced onto the flat underedge of the lamina, the further hook shoe tip projects inwardly (or anteriorly) away from the lamina and into the spinal canal. This can be disadvantageous, particularly for the spine-injured patient whose spinal cord may be swollen and whose spinal canal may be already narrowed from fractured vertebral body fragments. Any forward tilting of the hook, as described previously, makes the hook shoe project yet further into the spinal canal.

Generally speaking, all previous hooks of which the present Applicant is aware were designed to direct only longitudinal (compression or distraction) forces against the spine, as opposed to hooks designed to also transmit forces directed posteriorly at approximately a 90° angle to the longitudinal axis of the spine.

There are Harrington hooks available which have hook shoes extending beyond the rod-engaging body of the hook, for example Zimmer No. 1279-01 Leatherman Hook. These hooks do not, however, exhibit a hook shoe which is angled inwardly with respect to the body or possess a narrow radius between the connecting portion and the shoe.

There are several difficulties frequently encountered with existing hooks holders. These include: Excessive wobble between the holder and hook. Impingement of the holder on laminar bone.

An uncomfortable handle.
A handle length similar to that of the rod holder.
Difficulty in aligning the holder.

All existing spinal hooks attach to the hook holder by means of a single pair of holes in the hook in Figure 1a which articulate with a pair of nipples on the hook holder. Since the nipples are opposite each other, they have the same axis of rotation. Existing hook holders also press against the top of the hook body to limit rotation about the nipples.

Particularly when treating kyphotic deformity and spinal injury, corrective forces are applied to the spine manually by means of the hook holder attached to the spinal hook. Considerable force is often required for these maneuvers. As a result, the hook holder nipples wear away and the hook holder develops excessive "play". This results in excessive

wobble between the hook holder and the hook. Because of the excessive wobble, the hook holder tilts and often bumps into the rod holder during the process of hook/rod engagement. Worse still, the hook holder not infrequently breaks loose of the hook when corrective forces are being applied to the spine via the hook holder.

Another problem with existing hook holders is that the working end of the instrument is essentially square. This square edge at the lower end of the holder often abuts the junction between the lamina and spinous process bone, making it difficult to engage the hook holder with the hook once the hook is implanted under the lamina. Another minor disadvantage with existing hook holders is that there is no way to determine correct placement of the holder on the hook when attempting to articulate the two devices.

In the installation of a spinal hook system when repairing kyphotic deformities, two hook holders and one rod holder are used to grip a pair of distraction hooks and a rod. The unratcheted end of the rod is usually inserted into the inferior hook, after the ratcheted end of the rod has been first inserted into the superior hook. The rod is gripped near the inferior end, causing the rod holder to be close to the inferior hookholder. In inserting the rod into the inferior hook, the inferior hook is pulled posteriorly and a torque is applied to the hook by simultaneously pulling the inferior hook holder's handles superiorly. When the hook holder develops free play, it tends to pivot close enough to the rod holder to interfere with the rod holder at the handles. Since as much as 40 kg force is being applied in this procedure, the interference can raise significant problems for the surgeon and his assistants. There is presently no hook and rod attachment system tool set which avoids the above problem of hook interference.

It is, accordingly, an object of the present invention to provide a spinal hook which is more anatomically suited for use in supporting the adult spinal column. More specifically, an object of the invention is to reduce the amount of time and trauma necessary to install the hook onto the spine and to provide a hook edge which enables the hook to wedge between two sides of facet joints in the thoracic spine without being so sharp as to cause trauma to the vertebrae or adjacent tissues. It is a further object to provide a hook which minimizes the penetration of the hook shoe into the spinal canal.

It is a further object to provide a spinal hook which minimizes its tendency to become dislodged post-operatively, particularly in cases in which the hook applies a significant vector of force to the spine normal to the longitudinal axis of the rod to which a hook is attached, and especially when the force vector is directed posteriorly away from the spinal vertebrae. This is particularly important in the correction of kyphotic deformities involving a three-point loading of the spine. It is a further object to provide a hook which minimizes hook-shoe projection into the patient's spinal canal under either a 3-point or uniplanar loading.

It is a further object of the invention to provide a

means to grip a spinal hook more stably during surgery. On this point, it is an object to prevent excessive wobble and to provide a hook which meets with a tool in such a way as to avoid a tendency for the hook to tilt when being gripped by the tool.

Accordingly, a hook designed to secure a compression or distraction rod is provided in which the radius of curvature (55) between the connecting portion and shoe is reduced and in which the part of the hook secured to the rod has a convex, curved surface (61) facing the shoe in order to maximize clearance for the adjacent vertebral lamina. The hook is formed with a shoe tip which is closer to the body of the hook than any part of the hook shoe so as to further retard the hook's tendency to dislodge from the spine and to reduce the projection of the hook shoe into the spinal canal. In reducing the tendency of the hook to traumatize the spinal tissue, especially when being inserted at the facet of a vertebra, the hook design offers an edge which has a semi-sharp tip which is tapered in both dimensions.

In a further aspect of the invention, the hook is provided with two gripping dimples or holes on one or both sides of its body, which mate with corresponding pins on a gripping tool. While the specific configuration of the gripping arrangement may vary, the configuration prevents the hook from pivoting with respect to the gripping tool. Further refinements of the gripping tool include a visual alignment of the hook with the tool's "business end", and a tapering distal end on the tool to provide increased clearance for the tool when the hook is being installed on the spine.

Embodiments of the present invention will now be described, by way of example, with reference to the accompanying drawings in which:-

Figure 1 shows a spinal rod and hook system installed on the posterior of a patient's spine;

Figure 1a shows an existing standard hook (Zimmer catalogue 1253) affixed to a mid-thoracic vertebral lamina with the force vector typically exerted on the hook in treating traumatic kyphosis;

Figure 1b shows the present hook affixed to the same lamina with the force vector typically exerted on the hook in treating traumatic kyphosis;

Figure 2 is a posterior view of the rod and hook system according to the invention, being used to correct a kyphotic deformity;

Figure 3 is a right side view of the rod and hook system of *Figure 2*, showing the forces applied by the system;

Figure 4 is an isometric elevation of a hook according to the invention;

Figure 5 is an end view of the hook of *Figure 4*;

Figure 6 is a cross-section of the hook of *Figures 4* and *5*, taken along section 6-6 of *Figure 5*;

Figure 6a shows the side-view of a modified form of the present hook;

Figure 7 shows bone-gripping forceps according to the invention;

Figure 8 is a partial view of the forceps of *Figure 7*, taken along line 8-8 of *Figure 7*; and

Figure 9 shows the rod of *Figures 2-3* being installed into a hook with the forceps of *Figures 7-8*.

Referring to the drawings, *Figure 1* is an illustration of a spine of a patient suffering from scoliosis, schematically represented from the rear. The spinal column 1 consists of vertebrae 3, including the vertebrae 3' designated T1-T12 and L1-L5 (of which T4-T11 and L1-L3 are shown). The patient's spine illustrated in *Figure 1* exhibits a scoliosis involving a deviation of the vertebrae 3 to the right. The scoliotic curvature can be defined on the basis of the top vertebra T5 and the bottom vertebra T12 of the deviation, and the vertebrae T8 and T9 which are located at the peak of the curvature. It is noted that the vertebrae T5 and T2 are those which are most strongly inclined relative to the median longitudinal axis M-M of the body, while vertebrae T8 and T9 are those which are farthest from that axis. When the scoliotic curvature exceeds a given limit, it becomes necessary to consider surgical treatment of the scoliosis. The surgical treatment is known as arthrodesis and consists of fusing together the vertebrae of the scoliotic curvature, after correcting the scoliotic curvature to the maximum possible extent by straightening and opening. Such correction can be partially accomplished prior to the operation by continuous traction of the spine 1 or by corrective plaster casts.

However, it is during surgery that the correction is completed and finalized. Typically, a solid rod with hooks is placed in the concavity of the curvature; occasionally, a threaded rod with hooks is placed on the convexity of the curvature. These rods straighten the spine and maintain the correction until arthrodesis is attained by means of autogenous bone graft. The implants used most often to correct curvature during surgery are known as the Harrington distraction system and the Harrington compression system, illustrated in *Figure 1*.

The distraction system of *Figure 1* includes two metallic anchoring devices 11 and 13 of the hook type, which are attached to selected ones of the vertebrae T4-T12 and L1-L5, respectively, which comprise part of the spinal column 1. In distraction, the open ends of the hook are directed away from each other. A notched metal rod 17 serves as a stay, and permits the spacing between the hooks 11 and 13 to be adjusted. Such rods are available, for example from Zimmer, Inc. as Distraction Rods, catalogue Nos. 1250-00-01 to -25. One of the ends 19 of rod 17 is usually notched in such a manner as to provide a ratcheted adjustment of the distance between the hooks 11 and 13, by means of a spreading instrument. Generally, the superior anchoring device 11 is intended for fastening toward the upper end of the spine and is hooked onto a dorsal vertebra T4. Usually, the hook of the superior anchoring device 11 is directed superiorly and shaped in such a manner as to permit its insertion between the spinous process and a transverse process of that vertebra, between the superior and inferior articular facets. The hook of the superior anchoring device 11 penetrates into the interarticular space and is supported on the vertebra T4.

Similarly, the inferior anchoring device hook 13 is intended to be fastened at the inferior end of the spine 1. It is contemplated that the hook 13 is

directed inferiorly and supported on the lamina of the lumbar vertebra L2 between the spinous process and the articular facet mass.

The compression system includes two or more metallic anchoring devices, hooks 21 and 23, which are attached to selected lamina or transverse processes of vertebrae T4-L2 which are situated on the convex side of the scoliotic curvature. In compression, the open ends of hooks 21 and 23 are directed towards each other. Threaded metal rod 25 serves as a stay or tension band between the hooks 21 and 23. Such rods are available from Zimmer, Inc., for example, as a Threaded Rod, catalogue No. 1257-00-10. Hooks 21 and 23 usually face each other and slide freely along threaded rod 25. These hooks 21 and 23 are adjusted by means of hex nuts 27 so as to effect compression of the convexity of the scoliotic curvature. It is understood that more than two hooks and nuts can be used to achieve the desired amount of compression.

Additional straightening of both angular and rotary components of the scoliosis, and improved fixation of the surgically implanted device, are accomplished by the use of sleeve members 41. Prior to securing compression rod 25 in hooks 21 and 23, sleeves 41 are fitted over the rod and spaced a distance apart selected by the physician. Once the rod is secured in the hooks 21 and 23, with appropriate tightening, the sleeves can be adjusted up or down so that they can rest on and provide points of pressure application to correct angular and rotary deformity against the selected vertebrae. In the case of Figure 1, sleeves 41 rest against and apply pressure to the surface of the spinous process of vertebrae T8 and T9.

Figures 2 and 3 show the use of sleeves and rods in the correction of kyphotic deformity. The sleeves 41, in combination with hooks 42 and 43, effect a side loading of rods 44 against the vertebrae. Since this side loading requires a minimum of three pressure points (two hooks and one sleeve), the system with the sleeve 41 is said to effect a three-point loading, as shown by the arrows in Figure 3. In order to secure rods 25 and 44 more soundly to the vertebrae under three-point loading, the hooks 42 and 43 are contoured so as to prevent dislodgement from the vertebrae. Figures 4-6 show hook 43 which is formed so that it avoids dislodgement when the three-point force is applied by a rod, such as distraction rod 44, to the vertebrae. While the use of the hook 43 with distraction rod 44 is discussed, it is understood that inventive features also apply to hooks such as hooks 21 and 23 used with compression rods such as rod 25. The hook 43 comprises a body portion 45, a connecting horizontal portion 47 and a shoe portion 49, with the connecting portion 47 connecting the shoe portion 49 to the body portion 45. The present hook shown in Figure 1b can be distinguished from the conventional hook shown in Figure 1a, since body portion, connecting portion and shoe portion form distinct angular sections rather than one smooth continuous curved section as in the conventional hook. As a result, the present hook has a generally L-shaped configuration when viewed from its side. For sim-

plicity of drawing, the connecting horizontal portion 47 is disposed vertically in Figures 4-6. It will, of course, be understood by those skilled in the art that, when installed with the Harrington system, with the spine arranged vertically, the connecting horizontal portion 47 will, in fact, be horizontally disposed, as the connecting portion 47 extends in a plane anteriorly from the body portion 45.

The body portion 45 has a bore 51 therethrough which extends along the length of the body portion 45. The bore 51 is dimensioned so that the hook 43 may be placed over a Harrington rod such as distraction rod 44. In the preferred embodiment, the minimum diameter D_{min} can range between 6.40 and 6.53 mm. Most of the bore 51 has a larger diameter D_{max} which preferably ranges from 6.86 to 7.126 mm. A ledge 53, defined by the change from D_{min} to D_{max} , forms a ratchet-type catch as has been developed by Paul Harrington for distraction hooks and remains typical of the Harrington distraction hooks.

As mentioned before, extending from the body 45 is a connecting portion 47 which connects to a shoe portion 49. The connecting portion 47 extends from the body 45 perpendicularly from the center axis of the bore 51 and from one end of the body 45. The connecting portion 47 joins the shoe portion 49 at a curve 55.

The shoe 49 terminates at a blunt edge 57 on the opposite side of the shoe 49 at the curve 55. This edge 57 is preferably formed by chamfering the shoe 49 from its exterior surface 59 at an angle c . Angle c is preferably about 30° from the exterior surface 59, although it could range from 15° to 60° . The resulting edge is then "broken" by polishing to form a blunt edge 57. The blunt edge 57 is able to wedge between two sides of facet joints in the thoracic vertebrae without being likely to cut into the bone.

It is important that the tip 58 of shoe portion 49 be disposed closer to the body portion 45 than the remainder of shoe portion 49. To accomplish this, shoe portion 49 can be angled inwardly towards the body portion 45 at an acute angle s with respect to the axis of the bore 51 (Figure 6). Angle s is within the range of about 1° to 15° , and preferably 5° . Alternatively, shoe portion 49 can be formed parallel to the body portion 45' with the end of the hook portion 49' being bent so that the tip 58a is situated closer to the body portion 45' as shown in Figure 6a. The distance (L_{58}) between tip 58a and the inside surface of the shoe 49' generally approximates 1 mm. By placing the tip 58 or 58a of hook portion 49 or 49' closer to body portion 45 or 45', and using an "L-shaped" hook, it has been found that dislodgement of the hook after implantation can be prevented.

It has been found that the surface of the vertebral facet in the thoracic region of the spine is either vertical or slightly inclined posteriorly as viewed laterally. Figure 1b shows that, in the present invention, the "female" surface, i.e., the interior facing surface, of the hook fits more properly the shape of the thoracic lamina. Shoe portion 49 engages the vertebra at the blunt edge 57 or along most of the length of the shoe portion, rather than at the curve 55. This avoids the tendency for the curve

55(cf. radius 96) to act as an inclined plane to wedge the hook out of engagement with the vertebra when a significant vector of force is in the posterior direction as shown in both Figures 3 and 1a.

5 In order to further reduce the tendency for the curve 55 to wedge the hook out of engagement with the vertebra, the curve 55 is less than 1/3 the length of the connection portion 47 as measured from the point where curvate outer profile 61 of the body 45
10 meets the connecting portion 47, to the point on the exterior surface 59 of shoe portion 49 which has the greatest vertical distance from body portion 45. This reduces the inside radius of curve 55 to less than 4 mm and preferably less than 2.5 mm.

15 In the testing of prototypes of this hook configuration, it has been found that of 25 kyphotic spine-injured patients who had the hook installed in the thoracic or lumbar spine, none had the hooks dislodge. This preliminary result contrasts with a
20 10% to 15% dislodgement rate for conventional hooks, during the first month.

When inserting a superiorly inclined hook such as hooks 11 or 42, a rod-like tool with a handle (not shown) is used to force the hook shoe 49 between
25 the facets of adjacent vertebrae. By providing a chamfer from the exterior surface 59 at angle *c*, the insertion of the hook 42, which usually initially occurs at about a 10° angle from the eventual angle of placement, is facilitated. This is because the
30 chamfered end of the shoe 49 at the edge 57 tends more-or-less to center the edge 57 between the vertebrae.

The connection portion 47 adjacent to the body 45 has a width which is substantially equal to that of the
35 body 45. As the connection portion extends toward the shoe portion 49, its width decreases. This decrease in width continues through the shoe portion 49, until the shoe portion 49 terminates at the blunt edge 57. This is significant because, as shown
40 in Figure 2, in cases where more than one Harrington system is used, it is possible that the inferior hooks 43 will be in close proximity to one another. In this way, the hooks are more narrow farthest away from the rods so that the shoe portions 49 are less likely to
45 engage one another. This also simplifies positioning of the hooks 43 between the vertebrae.

The connecting portion has a thickness dimension measured parallel to the bore 51. The connecting
50 portion tapers in its thickness from adjacent to the body portion 45 to the curve 55. That is to say, the connecting portion 47 is thickest (about 30 to 40% of the length of body 45) adjacent to the body portion 45 and thinnest near the curve 55. This encourages the hook 43 to move slightly in the direction of the
55 blunt edge 57 when the hook 43 is pulled posteriorly to become fully seated under the lamina, unlike existing hook (Figure 1a) which backs out somewhat when loaded posteriorly. More importantly, when the hook is loaded in distraction or compression
60 alone, the taper acts as an inclined plane to move the shoe posteriorly against the lamina, thus reducing the hook's displacement in the spinal canal and against spinal cord 100.

The body 45 of the hook 43 has a convexly curvate
65 outer profile 61 at that portion of the body 45 which

faces the shoe portion 49. The curvate outer profile 61 is generally coaxial with the bore 51 in order to provide a minimum of excess material at the profile 61 without compromising the strength of the body
70 portion 45. The minimum of material is important because the curvate outer profile 61 is that part of the body portion 45 which is most likely to engage the concave vertebral lamina-spinous process junction 95. The curved contour of the outer profile 61
75 thus maximizes the clearance of the hook 43 with these vertebral elements for any given distance of the shoe portion 49 from the rod 44. This is particularly important in the case of inferiorly facing distraction hooks attached to lumbar vertebrae, since the posterior surface of the lamina of these
80 vertebrae is generally concave and abuts the squared-off edges of existing hook bodies. The curvate outer profile 61 also facilitates use of the rod and hook system with the 3-point loading sleeves 41, in that the rod 44 can be brought closer to the
85 vertebrae. Significantly, it is important that a minimum of excision be made to the vertebrae in order to allow insertion of the hooks. By maximizing the clearance of the hooks, such as hook 13, the hook shoe can be fully seated round the lamina without
90 removing any bone on the posterior surface of the lamina.

In order to further reduce the amount of cutting which may be necessary, and in order to provide for
95 better clearance of the installation of the hook 43, the body portion 45 is decreased in length. Referring to Figure 6, the shoe portion 49 has a length L_{49} which is dictated by the need to adequately engage a vertebra onto which the hook 43 is attached. The
100 body portion 45, on the other hand, need not be as long as the shoe portion 49 and has a length L_{45} which is appropriately shorter. In the preferred embodiment, if both L_{45} and L_{49} are measured from a back surface 63, L_{45} would be at least 15 per cent less than L_{49} . In the preferred embodiment, L_{49} is approximately 15 mm and L_{45} is approximately 11.5 mm, making the body 45 at least 2 mm shorter than the shoe portion 49.

Additional clearance for the lumbar vertebra is obtained by increasing the length of the connecting
110 portion 47 (L_{47} in Figure 6a) to over 10 mm, in order to increase the distance from the shoe 49 to the body beyond existing standard hooks. The increased length would not occur in hook 42 used with the thoracic vertebra, thereby bringing the rod closer to the patient's spine.

Additional strength for the body portion 45 is facilitated by providing an outside profile 65 of the
120 body portion 45 as enlarged. As shown in Figures 5 and 6, the enlargement is accomplished by fabricating the outside profile 65 with squared-off edges 67. It can thus be seen that the body portion 45 has the clearance fit advantages given by the curvate outer profile 61, along with the maximized strength of the squared-off outside profile. The squared-off edges 67 also facilitate the installation of the hook 43 with a hook holder as will be described.

In order to install the hooks such as hook 43, a specialized hook holder 71 as shown in Figure 7 is
130 provided. The hook holder 71 has a standard ratchet-

ing forceps handle 73, and a gripping end 75 contoured to fit the hook 43. As shown in Figures 7 and 8, the gripping end 75 has a pair of recesses 77 which match the outside profile 65 of the body portion 45 of the hook 43. A pair of cross-bored holes 79 are drilled across the entire width of body portion 45 of the hook 43, as shown in Figure 6. These holes 79 receive pins 81 (shown in Figures 7 and 8), with two pins 81 being located on each of a pair of scissors halves 83, 84 of the forceps 71. In another embodiment (not shown), two holes 79 are provided on only one side of the body portion 45 by drilling across one side of the body. Furthermore, it is not necessary that the holes 79 be drilled completely through the body portion 45 of the hook 43, but rather it is only necessary that the holes 79 be provided as dimples (not shown) on each side of the body portion 45. Alternatively, a non-round slot may be provided on at least one side of the body of the hook to facilitate gripping thereof.

Each recess 77 comprises a longitudinal wall 80 and a lateral wall 82 which intersect at 90° to form a squared-off corner 87. The pins 81 are separated from the corner 87 by a distance L_{81} . This distance L_{81} is equivalent to a distance L_{79} from the holes 79 to the squared-off edges 67 as shown in Figure 6. As a result of the equivalency of distances L_{79} and L_{81} , the corners 87 on the holder 71 meet with the squared-off edges 67 on the hook 43. Furthermore, the combination of the pins 81 and the corner 87 provides increased stability over merely providing multiple pins 81, or merely providing one pin on each side of the hookholder along with the corner 87. In other words, stability is achieved both by the provision of four pins 81 and by the provision of the corners 87 to meet with squared-off edges 67. This increased stability allows the hook holder 71 to be used to exert various forces on the hook 43 to direct the hook 43 in various movements, particularly movements involving twisting of the hook about an axis near the hook as shown in Figure 9. In the preferred embodiment, the holes 79 in the hook 43 have center axes which are between 3.27 and 3.53 mm from the squared-off edges 67, and have diameters of between 3.3 and 3.5 mm. The pins 81 have center axes which are between 3.582 and 3.632 mm from the corners 87, and have diameters which are between 3.07 and 3.17 mm wide. This arrangement of hook holes and hook holder pins makes it possible for the present hook-holder to fit prior art hooks, and for prior art hook holders to fit the present hooks.

However, in order to prevent the physical dimensions of the gripping end 75 of the hookholder 71 from engaging vertebrae and thereby impeding its use, the gripping end 75 is tapered and rounded. Referring to Figure 8, the outer tips 91 of the gripping end 75 are rounded. Also, the external surfaces 93 of the gripping ends are rounded (not shown). This increases access to the areas surrounded by spinal process in a manner similar to that provided by the tapering ends of needle-nose pliers. To further reduce the likelihood of the hook holder from impinging on bone, the distance from the pins to edge 91 is less than that from the pins to edge 87.

Referring to Figure 9, the sets of hooks 42, 43 and rod 44 of Figures 2-3 are installed by first installing the hooks as described *supra*, and then inserting the distraction rod 44 into the superior hook 42. Using a rod holder 95, the rod 44 is forced anteriorly downward at its inferior end while the inferior hook 43 is pulled upward, using hook holder 71. The hook holder 71 is also used to rotate the inferior hook 43 by force exerted in the superior direction on the handle 73 (not shown in Figure 9), until the rod 44 can be advanced into the bore 51 of the inferior hook 43. The rod 44 is then ratcheted against the superior hook 42 and retained with a retaining ring (not shown) in a conventional manner.

As is clear from the above description, numerous changes can be made to the specific embodiments shown. For example, it is possible to provide holes 79 and pins 81 with spacing such that it is possible to engage a hookholder with a hook so that only a single pair of pins are engaged with the hook, thereby offsetting the hook holder with the hook if necessary. It is also possible to provide different configurations for the radiusing and angling of the various components of the hook. Furthermore, as described *supra*, the hook may be a compression hook such as hooks 21 and 23, rather than a distraction hook such as hooks 11, 13, and 43. The preferred dimensions of the hooks described are representative of the types of dimensions used in production and, as such, are not intended to be limitations.

CLAIMS

1. A spinal hook for interengaging a rod in the human spine, comprising a body which has a rod-receiving bore therethrough, a connecting portion and a shoe, the connecting portion extending along a plane approximately normal to the axis of the bore and joined with the body in a first joint, and the shoe extending in a plane from the connecting portion, terminating in a tip at one end and joined to the connecting portion in a second joint on the opposite end from the tip, the surface of the body facing the shoe having a convex curved outer surface, thereby allowing the rod-receiving bore in the body to fit closer to a vertebra to which the hook is attached.
2. The spinal hook of Claim 1, wherein the second joint comprises a radius joint, the radius of curvature thereof being less than $\frac{1}{3}$ of the length of the connecting portion as measured from the point where the surface of the body facing the shoe meets the connecting portion to the exterior surface of the shoe.
3. The spinal hook of Claim 1 or Claim 2, wherein the shoe of the hook ends in a tip which is disposed closer to the body than the shoe to anatomically conform to the undersurface of the thoracic vertebral facet or lamina to which the hook affixes.
4. The spinal hook of any preceding Claim, wherein the second radius joint has an inside radius of curvature of less than 4 mm.
5. The spinal hook of any preceding Claim, wherein the shoe portion has a width in its plane

which tapers to a reduced dimension from the second joint to the tip portion.

6. The spinal hook of any preceding Claim, wherein the thickness of the tip portion perpendicular to the plane of the shoe portion tapers to a point which is rounded, thereby enabling the tip portion to be used to wedge between two sides of facet joints of thoracic vertebrae without being sharp enough to cut the bone or surrounding soft tissues.

7. The spinal hook of any preceding Claim, wherein the connecting portion is thicker adjacent to the first joint than adjacent to the second joint so as to facilitate intimate contact between the shoe and the undersurface of the lamina upon loading the hook.

8. The spinal hook of any preceding Claim, wherein the length of the body of the hook, as measured along the axis of the bore, is at least 2 mm shorter than the length of the hook measured in the plane of the shoe from the tip, and/or wherein the length of the body is less than 11.5 mm.

9. The spinal hook of any preceding Claim, wherein the body has provided on at least one side thereof at least one non-round slot or a plurality of gripping holes designed to mate with corresponding locating pins on a gripping tool, the holes or slots having a configuration which prevents relative movement between the tool and the hook when the tool is gripping the hook.

10. The spinal hook of Claim 9, wherein said configuration comprises holes or non-round slots arranged in pairs, one pair being located on at least one side of the body.

11. The spinal hook of any preceding Claim, wherein the shoe portion is bent near the tip portion thereof towards the body so that said tip portion is disposed closer to said body than the remainder of said shoe portion.

12. The spinal hook of any of Claims 1 to 10, wherein the shoe portion forms an acute angle with the connecting portion so that the plane in which the shoe portion extends is closer to the center axis of the rod-receiving bore than from the location of the connecting portion.

13. A set of at least two spinal hooks as defined in any preceding Claim, wherein the connecting portion of one of the spinal hooks is longer than that of the other spinal hook so as to enable said one spinal hook to be placed on a lumbar vertebra and said other spinal hook to be placed on a thoracic vertebra, thereby placing the rod closer to the spine than would otherwise be possible without excising bone.

14. Hook-holding forceps for gripping a spinal compression or distraction hook, the forceps having a pair of elongate arms intersecting at a pivot point, each arm having a finger hole at proximal ends of the arm and a hook-engaging distal end, ratchet means near the finger holes of at the proximal ends of the arms, and a locating arrangement on the hook-engaging distal end for engaging holes on a hook to be gripped; characterized in that the locating pin arrangement has a configuration which prevents rotation of the gripped hook about any axis passing through pins on the two opposing arms, and each of

the distal ends also has a recess comprising a longitudinal wall and a lateral wall which intersect at 90° to form a corner on each arm which mates with a back end of the gripped hook when the locating pin arrangement engages the holes on the hook.

15. The hook-holding forceps of Claim 14, wherein said configuration comprises a pair of pins or an elongate ridge on each arm which mate with the corresponding holes on a portion of the gripped hook having a rod-receiving bore therethrough.

16. The hook-holding forceps of Claim 14 or Claim 15, wherein the finger holes are in a proximal plane which is offset from any plane parallel to the proximal plane and passing through the hook-engaging distal end.

17. A spinal hook for interengaging a rod in the human spine, comprising a body which has a rod-receiving bore therethrough, a connecting portion and a shoe, the connecting portion extending along a plane approximately normal to the axis of the bore and joined with the body in a first joint, and the shoe portion extending in a plane from the connecting portion, terminating in a tip on one end and joined to the connecting portion by a second joint on the opposite end from the tip, the second joint having a radius of curvature of less than 1/3 of the length of the connecting portion as measured from the point where the surface of the body facing the shoe portion meets the connecting portion to the exterior surface of the shoe portion.

18. A spinal hook for interengaging a rod in the human spine, comprising a body which has a rod-receiving bore therethrough, a connecting portion and a shoe, the connecting portion extending along a plane approximately normal to the axis of the bore and joined with the body in a first joint, and the shoe portion extending in a plane from the connecting portion, terminating in a tip portion on one end and joined to the connecting portion by a second joint on the opposite end from the tip, the body having provided on at least one side thereof at least one non-round slot or a plurality of gripping holes designed to mate with corresponding locating pins on a gripping tool, and the holes or slot having a configuration which prevents relative movement between the tool and the hook when the tool is gripping the hook.

19. A spinal hook for interengaging a rod in the human spine, comprising a body which has a rod-receiving bore therethrough, a connecting portion and a shoe, the connecting portion extending along a plane approximately normal to the axis of the bore and joined with the body in a first joint, and the shoe portion extending in a plane from the connecting portion, terminating in a tip portion on one end and joined to the connecting portion by a second joint on the opposite end from the tip, the shoe portion having a width in its plane which tapers to a reduced dimension from the second joint to the tip portion.

20. The spinal hook of any of Claims 1 to 12 or 17 to 19, designed for use on the adult lumbar spine and in which the distance between the body and shoe portions exceeds 10 mm in order to provide adequate clearance for full seating of the hook in

large patients.

21. A spinal hook, substantially as hereinbefore described with reference to Figures 4 to 6a of the accompanying drawings.

5 22. A set of two spinal hooks as claimed in Claim 13, and substantially as hereinbefore described with reference to the accompanying drawings.

23. Hook-holding forceps, substantially as hereinbefore described with reference to Figures 7
10 and 8 of the accompanying drawings.

24. The feature as herein described, or their equivalents, in any patentably novel selection.

Printed for Her Majesty's Stationery Office, by Croydon Printing Company Limited, Croydon, Surrey, 1984.
Published by The Patent Office, 25 Southampton Buildings, London, WC2A 1AY, from which copies may be obtained.

Fig. 1

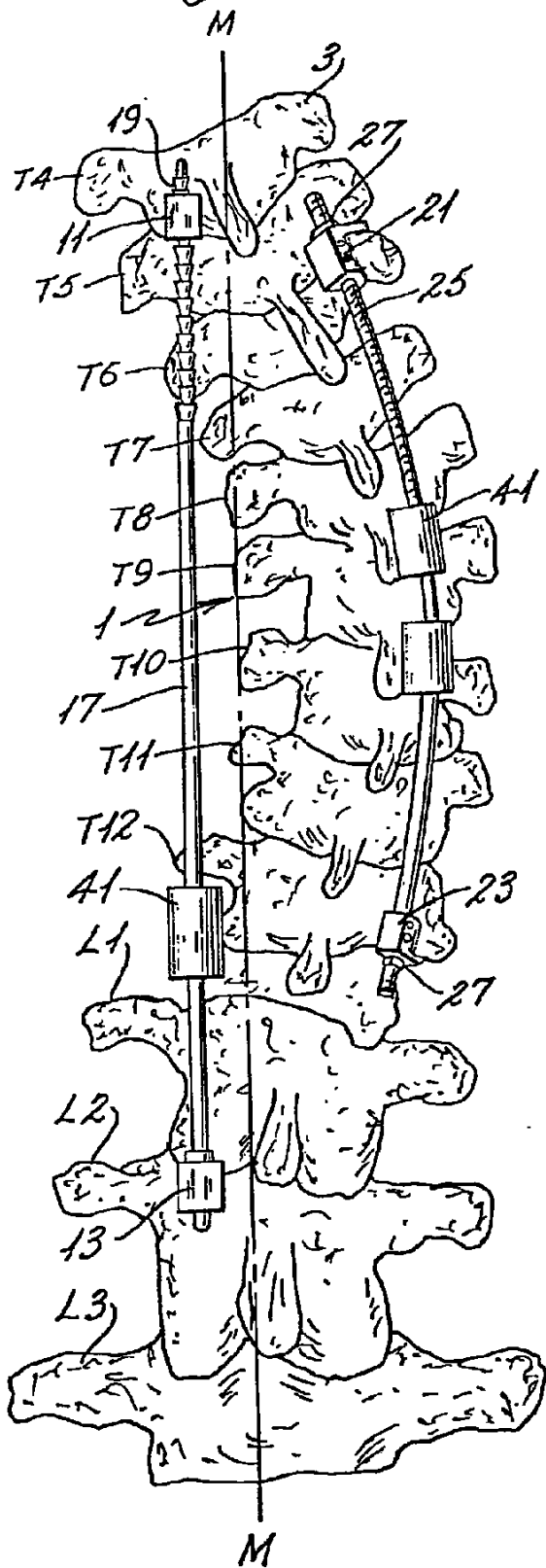


Fig. 2

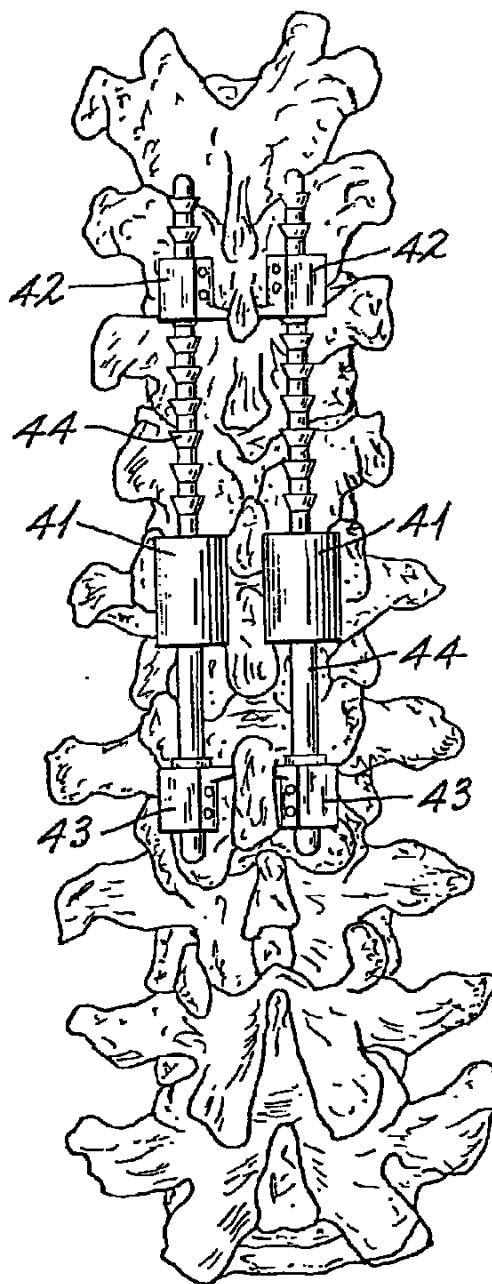
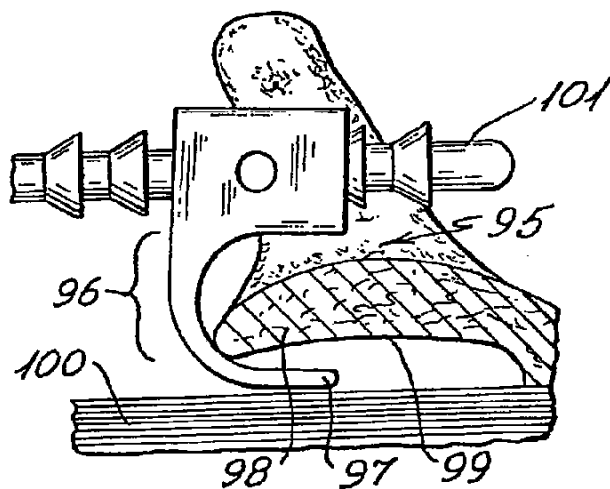


Fig. 1a

2131300



PRIOR ART

Fig. 1b

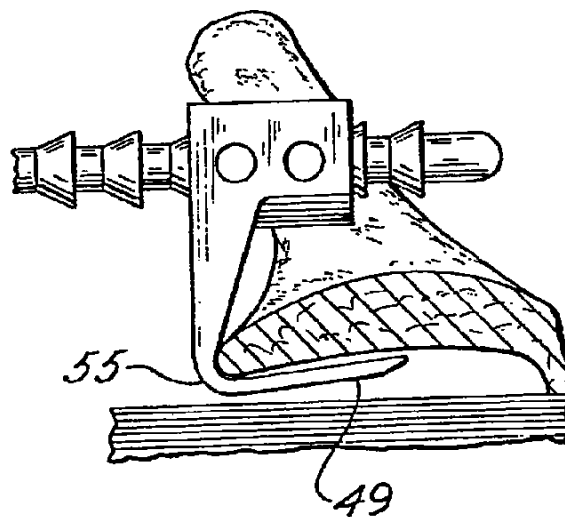


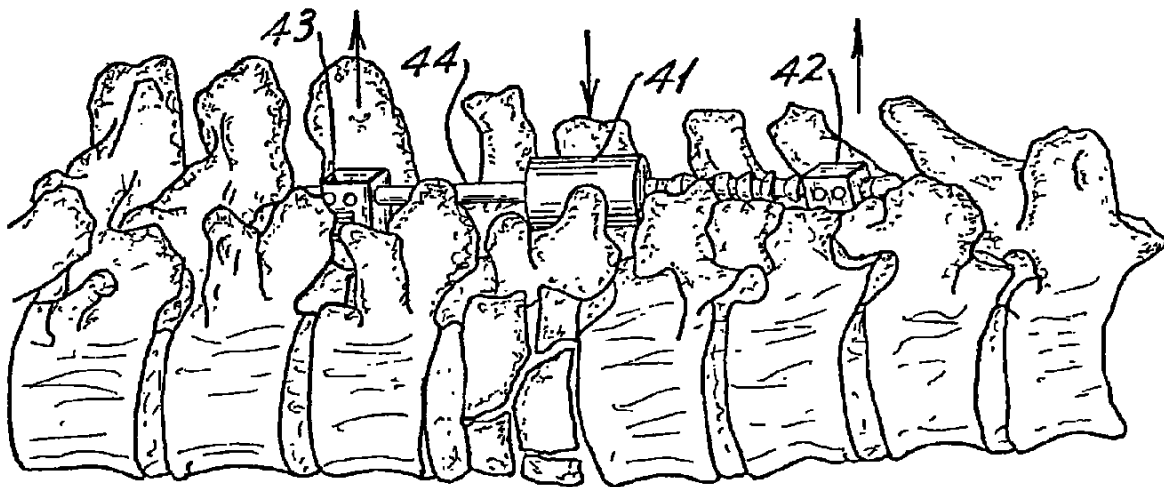
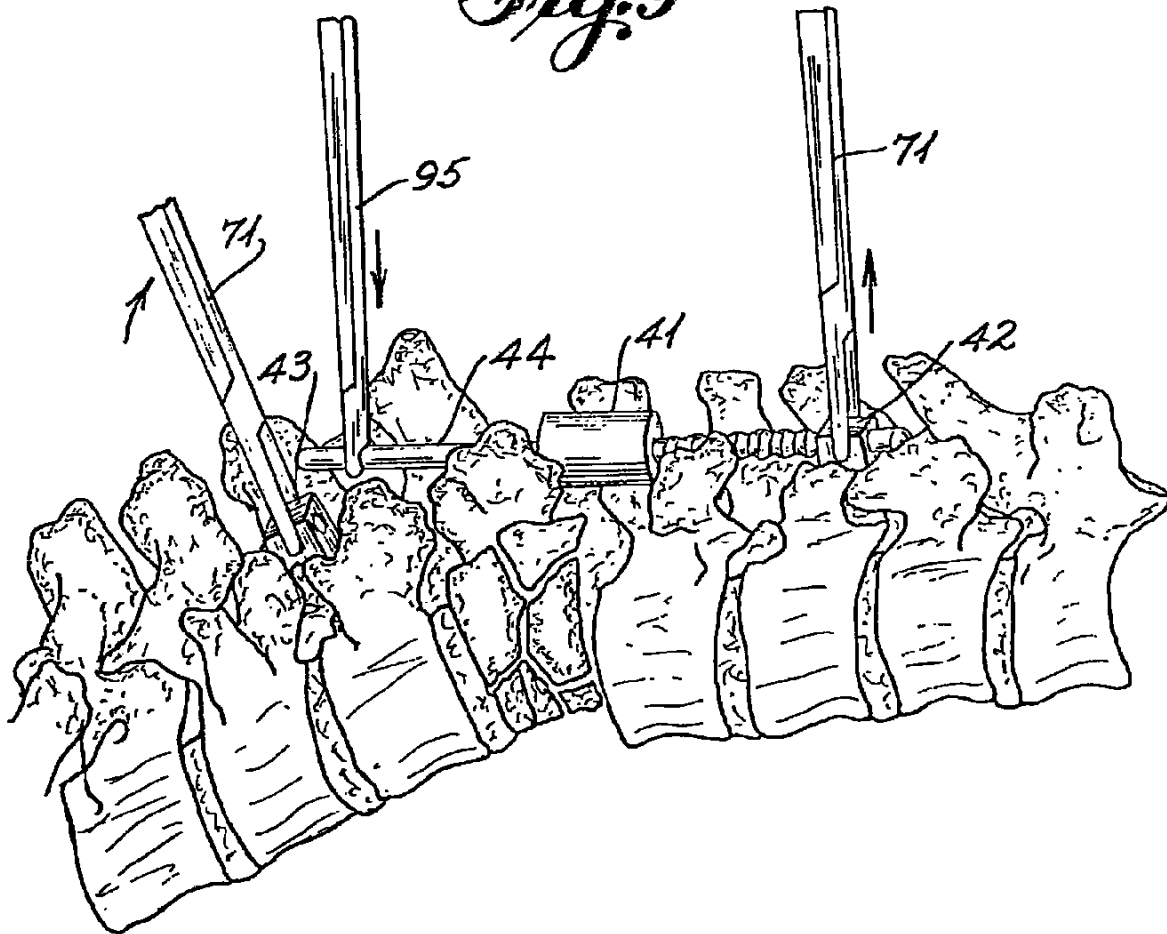
Fig. 3*Fig. 9*

Fig. 4

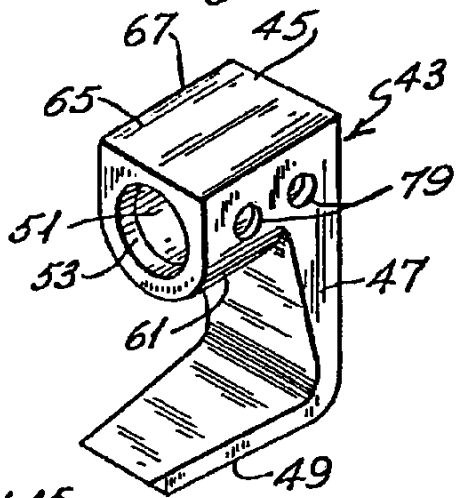


Fig. 5

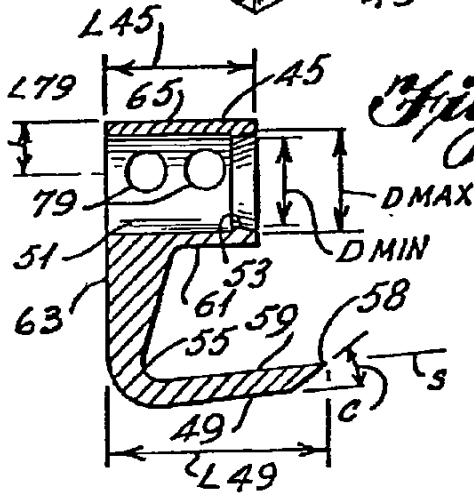
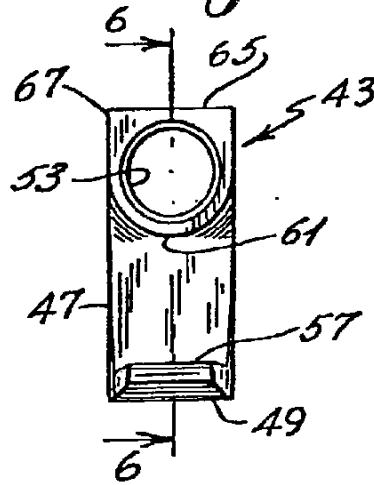


Fig. 6

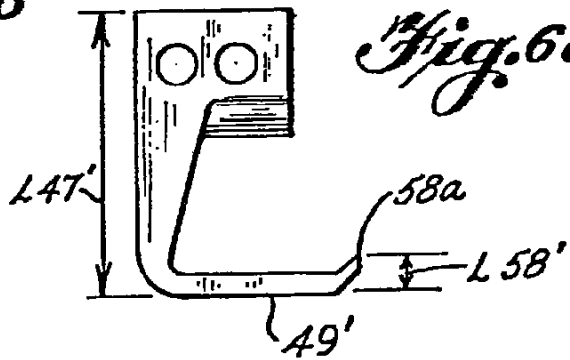


Fig. 6a

Fig. 7

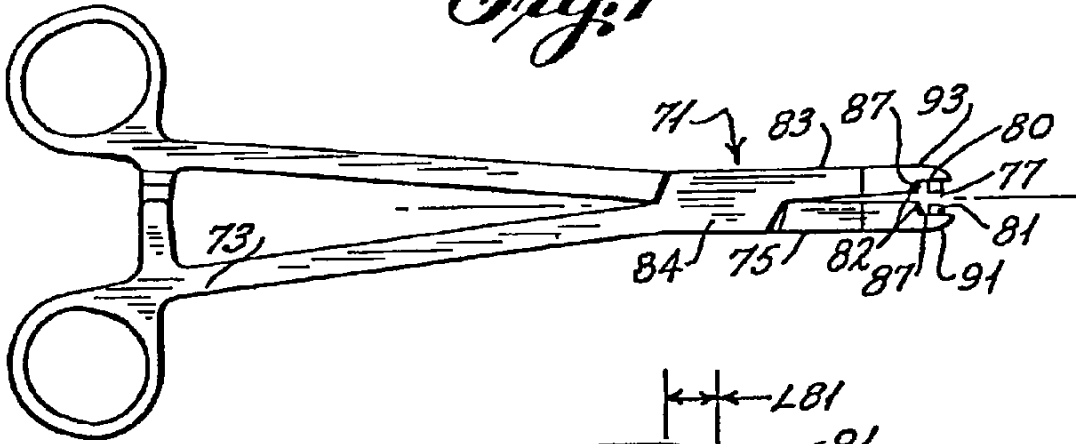
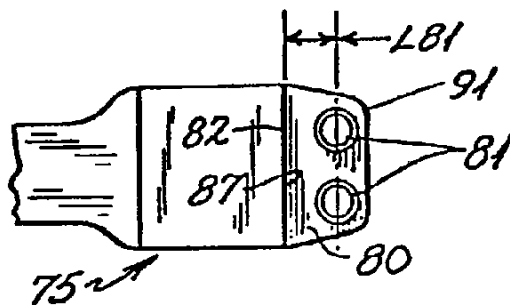


Fig. 8



(12) UK Patent Application (19) GB (11) 2 154 296 A

(43) Application published 4 Sep 1985

(21) Application No 8503292

(22) Date of filing 8 Feb 1985

(30) Priority data

(31) 578708

(32) 9 Feb 1984

(33) US

(71) Applicant

Charles Cannon Edwards,
3907 Greenway, Baltimore, Maryland 21218, United
States of America

(72) Inventor

Charles Cannon Edwards

(74) Agent and/or Address for Service

Gee & Co,
Chancery House, Chancery Lane, London WC2A 1QU

(51) INT CL⁴

F18B 25/00 // A61B 17/58

(52) Domestic classification

F2H 11A3B 11A3C 11A5 11A6DX 11A7

A5R X7

U1S 1044 A5R F2H

(56) Documents cited

GB 1551706

GB 0673404

GB 0377609

(58) Field of search

F2H

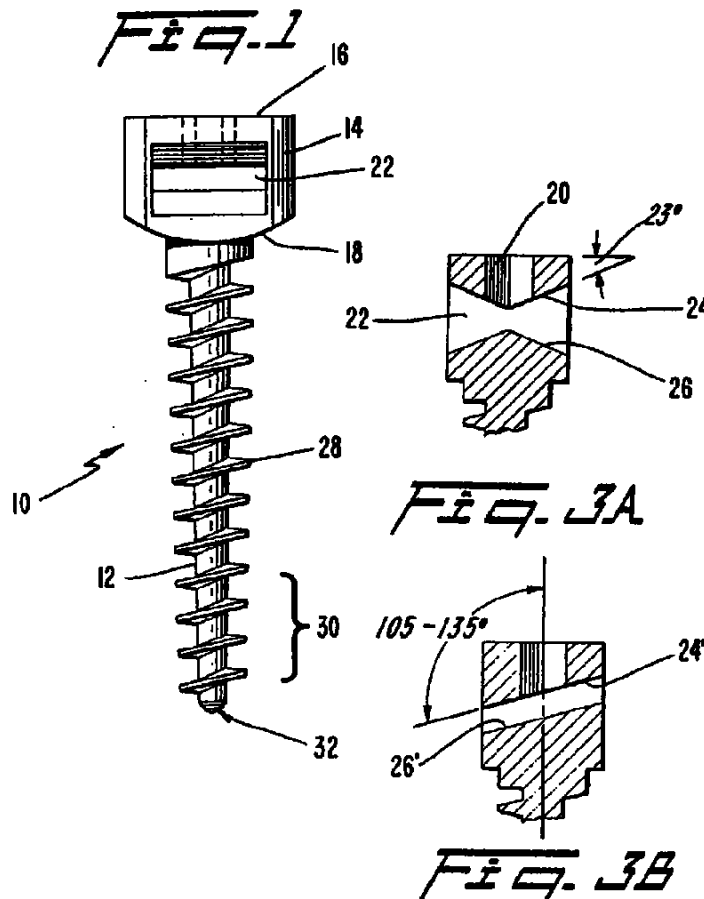
A5R

(54) Sacral fixation screw

(57) A screw for use in attaching a spinal rod to the posterior of the sacrum (eg for compressive or distractive fixation) comprises a shank 12 having wide threads 28 for fixing in the bone, a rounded point 32, and a housing 14 to which the shank is integrally or adjustably fixed and which remains above the bone surface and has a slot 22 passing therethrough. In one form (Figs. 1 to 3A) top and bottom walls of the slot are bevelled at each opening, so as to allow an anatomic hook (Fig. 4) to fit therethrough with adjustability of its angle. In another form (Fig. 3B) the slot is parallel-sided and runs at an angle to the axis, for fixing the lumbosacral angle of the attached rod.

A recess 20 in the top of the housing receives a surgical screw driver.

A rod may be attached through the slot 22 without the use of a hook.



GB 2 154 296 A

SPECIFICATION

Sacral fixation screw

5 This invention relates to a sacral fixation device. More particularly, this invention relates to a self-tapping screw for insertion into the sacrum bone, and to a method of applying a spinal rod which includes the insertion of such a screw into the sacrum.

10 As far as the present inventor is aware, the only devices designed for posterior sacral fixation are sacro-alar hooks and Knodt rods. The sacro-alar hooks sold by Zimmer have a construction similar to that of a conventional spinal hook in that these hooks comprise a body, a hook shoe connected by a connecting portion. However, in sacro-alar hooks, the connecting portion has a much greater length so that it fits over the superior aspect of the sacral ala. Since sacro-alar hooks can only push down or caudally against the sacrum, they can be used only with distraction rods. As such, conventional sacro-alar hooks suffer from the following disadvantages. First, considerable additional dissection is needed to insert the hooks and attach distraction rods since they are both lateral and anterior to the area usually dissected in performing a spinal fusion. This causes increased bleeding and takes additional time. Furthermore, misplacement of the hooks may result, leading to irritation of nerves if the hooks are inadvertently placed in the sacral foramina or loss of fixation if they are not placed far enough anteriorly on the ala. Second, since the sacro-alar hooks do not fix directly into the sacral bone, when loaded in distraction, the hooks tend to rotate posteroinferiorly, thereby losing both distraction and rigidity of fixation. Third, since the hooks are placed far lateral to the usual position for spinal rods, they cannot be used with spinal rod sleeves and cannot be wired to the lumbar lamina in order to prevent loss of lumbar lordosis. Hence, such hooks are associated with a high incidence of symptomatic iatrogenic kyphosis, about 40% of all cases.

The only other alternative for posterior sacral fixation is the Knodt rod which is a threaded turnbuckle with a small sharp hook on each end. This device is designed for distracting between the upper edge of the sacral spinal canal and the L-4 lamina. Customarily, two rods are used. The lower hooks slide under the thin bone which covers the spinal canal at the top edge of the sacrum. Its primary purpose is to attain some internal fixation with the hope of decompressing nerve roots and facilitating bony fusion. Similar to the alar hooks, the Knodt rod can be used only with distraction rods.

Knodt rods suffer from the following disadvantages. First, they force the lumbosacral spine into flexion creating iatrogenic kyphosis

and loss of normal lumbar lordosis. Second, available data suggests that as a method for facilitating fusion, they offer no advantage over use of no internal fixation. This is probably because the undifferentiated mesenchymal cells which must achieve the spine fusion are encouraged to form bone under compression and fibrous tissue under distraction. Also, they do not provide rigid fixation. Knodt rods act as uniplanar jacks and thus achieve no side-to-side or rotational stability. Third, the small sharp Knodt rod hooks frequently cut out of the thick sacral bone and/or lose position due to their limited degree of fixation onto the sacrum and curved shoe shape. Fourth, the use of hooks into the sacral canal causes nerve root impingement or injury to the dura (lining of the spinal cord and nerves) in occasional cases. This is because the sacral canal is very narrow in the anterior-posterior plane so that the hooks press upon the dura. This may irritate nerves and cause pain or muscle dysfunction. The sharp hooks can also erode through the dura.

In addition to the above, several spinal screws have been designed to fix either cables or rods to the vertebral bodies on the anterior aspect of the spine. In general, these screws comprise a housing attached to a threaded shank. However, when such screws are inserted in the posterior aspect of the sacrum, they would not provide a satisfactory method of fixation for spinal rods for two reasons. They contain no articulation for accommodating the variable angle between the sacrum and lumbar spine. Also, the hole in the housing is too anterolateral (or close to the sacrum and facets) to line up with a spinal rod. Moreover, this position would preclude the use of spinal rod sleeves. All existing spinal screws are designed for anterior spinal fixation which involves a completely different type of surgery and cannot be used as an alternative to the present sacral fixation screw. Fixation into the anterior aspect of the lumbar spine involves operating on the opposite or front side of the patient and generally has very different purposes from those operations encompassed in the present invention.

The only other devices which may be used to stabilize the lumbosacral junction are rods which fit into the iliae. The iliae are pelvic bones which articulate with the sacrum at the sacroiliac joint. The two devices in this category include HarringtonTM sacral rods and Luque rods. However, the Harrington sacral rods are not fixed into the sacrum but rather into the iliae. As a result, they have the following four disadvantages. First, the rods involve extensive lateral dissection beyond the sacroiliac joints in order to bolt into the two iliae and place the distal hooks onto the sacral bar. Second, the rods can be used with distraction rods only and have no provision for compression rod fixation. Third, the very posterior

location of the iliac rod forces the spine into kyphosis to a greater extent than any other fixation device which eliminates normal lumbar lordosis. Fourth, the iliac rods fix the

5 lumbar spine to the pelvic iliac bones thus fixing the sacroiliac joints in addition to the lumbosacral junction. Animal studies have shown that internal fixation across normal joints can lead to arthritic degeneration. Fol-
10 lowing a successful lumbosacral fusion, there is probably more than normal stress imparted to the sacroiliac joints. It is most unfortunate, therefore, that this system must internally fix across the sacroiliac joints in order to achieve
15 some lumbosacral junction fixation.

As to Luque rods, these are sometimes inserted into the iliac bone in an effort to achieve some fixation of the lumbosacral junction. Since the rods are contoured and wired
20 to the lumbar this method does not necessarily cause a loss in normal lumbar lordosis. Its liabilities include: (1) inadvertent sacroiliac fixation; (2) inability to either achieve compression or distraction across the spinal segments
25 under treatment; and (3) the need to pass wires under the lamina and next to the dura so as to affix the rods to the spine. This method achieves no direct sacral fixation.

From the above discussion, it is clear that
30 the presently available devices for sacral fixation suffer from numerous disadvantages. The present invention has the object of overcoming such disadvantages and providing a sacral fixation device which is useful in all types of
35 posterior spinal surgery.

According to the invention I provide a sacral fixation screw comprising:

a housing having a laterally extending through-opening which is shaped for passage
40 of a spinal rod or of a linkage device for attachment of a spinal rod for use on the posterior aspect of the sacrum when the screw is fixed by its shank, and

a threaded shank extending perpendicularly
45 from the base of the housing.

This invention provides a sacral fixation screw which anchors spinal rods to the posterior aspect of the sacrum. The fixation screw can comprise a housing having an aperture in
50 the top surface thereof for engaging a driving device, and an opening extending laterally through the housing, the opening having sloping upper and bottom walls which converge near the center of the housing to provide a
55 smaller opening at the central part of the housing, and a threaded shank extending perpendicularly from the side of the housing opposite to the surface having the aperture therein.

60 The present invention further provides a sacral fixation system comprising the above mentioned fixation screw and a hook which is so formed that it articulates with the fixation screw in either compression or distraction ap-
65 plications.

The present invention also provides a method for securely anchoring either compression or distraction rods directly to the posterior aspect of the sacrum.

70 In the accompanying drawings:

Figure 1 is a side view of one embodiment of the present sacral fixation screw.

Figure 2 illustrates a top view of the screw of Fig. 1.

75 *Figure 3* shows a cross-sectional view on line III-III of Fig. 1 of the housing portion of the present screw.

Figure 3A shows a cross-sectional view along the housing portion of another embodiment of the present screw.

80 *Figure 4* shows a side view of a spinal hook adapted for use in conjunction with the present sacral fixation screw.

Figure 5 is a bottom view of the hook shown in Fig. 4.

Figure 6 shows the present sacral fixation hook in use in conjunction with a hook and a compression rod.

90 *Figure 7* shows the present sacral fixation hook in use in conjunction with a hook and a distraction rod.

Figures 8 and 9 illustrate the position in the sacrum where the present screw may be inserted.

95 *Figure 10* shows the position of the sacral fixation screw after it has been inserted into the patient.

The present invention provides a sacral fixation screw which can accommodate either
100 compression or distraction rods and is useful in all types of posterior spinal surgery which may include bony fusion to the sacrum.

For instance, the present screw can be used with distraction rods in the treatment of lumbosacral scoliosis and L-4 or L-5 unstable
105 vertebral fractures. The screw can also be used with compression rods in the treatment of lumbosacral non-unions, dislocation, fixed pelvic obliquity and in replacing the lower lumbar vertebrae with a prosthesis in tumor surgery. When combined with compression
110 rods, the present screw together with a specially designed hook can provide effective internal fixation for standard lumbosacral fusions
115 in the treatment of instability and/or arthritis. The resultant rigid internal fixation may increase the speed and likelihood of successful fusion, decrease post-operative pain, and decrease the need for post-operative cast or
120 brace protection. Following extensive lumbosacral decompressions for spinal stenosis the back can be stabilized with sacral fixation devices and distraction rod-sleeves. This will enlarge the nerve root foramen to achieve
125 additional root decompression and, when used with spinal rod-sleeves, will maintain anatomic alignment of the lumbosacral spine.

As mentioned, the present sacral fixation screw is designed to be used with a hook into
130 which spinal rods may be inserted. The hook

is described in the present inventor's co-pending U.S. patent application serial number 446,001 filed December 1, 1982 and entitled "Spinal Hook", corresponding to GB 2131300.

With reference to the drawings, the sacral fixation screw is shown in Figs. 1-3 (wherein like numerals refer to like parts). The screw 10 comprises two parts: a threaded shank 12 and a housing 14. Threaded shank 12 and housing 14 may be formed integrally or made separately and joined together before or after threaded shank has been screwed into the patient. Housing 14 is generally in the shape of a rectangular block. On the top surface 16 of the housing 14 and opposite to the surface 18 from which threaded shank 12 extends there is provided a recess 20 which is adapted to receive a driving device such as a drill or screw driver. As shown in Fig. 2, aperture 20 is hexagonal so as to fit a standard surgical hex-head screw driver, but any convenient configuration may be used. The recess could extend down as an aperture into the opening 22. Although recess 20 is shown in the drawing, the screw can be made without any recess since the recess only facilitates insertion of the screw and does not affect its function.

The housing 14 has a laterally extending through opening 22. In one embodiment, as shown in Fig. 3, the top and bottom walls 24 and 26, respectively, of the housing 14 are double bevelled and converge toward the central point of the housing so as to define a smaller through-opening thereat. The angle which each of the four sloping surfaces makes with respect to the horizontal axis is about 23°. The double bevelled top and bottom walls 24 and 26 permit rotation of a hook after insertion of the hook through opening 22. Shank 12 is provided with threads 28 on its exterior surface. The bottom of the threads 28 form two cutting flutes 30 so as to make the screw self-tapping. The tip 32 of shank 12 is rounded as a safety precaution so that periosteum, nerves or other soft tissues on the anterior aspect of the sacrum may be pushed away. The tip usually has a diameter of about 3 mm. Threads 28 are "cancellous-type" threads, i.e. broad threads, so as to provide a wide surface of contact with the porous (cancellous) bone within the sacral ala. This supplements the bicortical fixation achieved by thread contact on the posterior cortex of the sacrum and on the anterior cortex of the ala.

In general, the threads have a diameter of approximately 6.5 mm and a shank diameter of about 3.5 mm. The threaded portion of the present sacral fixation screw may be about 35 mm to 40 mm long which is the range of length needed to span the sacral ala in an average size adult. Of course, a larger selection of screws having different screw length can be made available. The threads continue

from the tip 32 to 34 at just under the housing 14, so as to minimize the projection of the screw above the surface of the sacrum.

Housing 14 of screw 10 is approximately 11 mm wide, 7 mm deep and 8 mm high. As mentioned above, housing 14 is provided with a through-opening 22, for articulation with an anatomic hook. The opening 22 and its bevels (sloping walls) 24 and 26 are so dimensioned that when the hook is loaded either in compression or distraction it will articulate with all four sides of the opening. This wedge-fit stabilizes the hook-screw articulation, thus making the lumbosacral fixation more rigid. Accordingly, opening 22 is only a fraction of a millimeter wider than the widest portion of the base of the hook shoe. The bevels above and below opening 22 are about 20° to 25°, preferably about 23° and the distance between the mid-points of the upper and lower bevels is only slightly greater than the thickness of the hook shoe (about 2.7 mm). The angle of the bevel plus the space between the bevels are to accommodate the needed 25-30 degree tilt between the hook and the screw components but yet have a broad surface of contact between the hook shoe and the housing when the screw is fully tilted and loaded.

In another embodiment, as shown in Fig. 3A, opening 22 comprises a slot approximately 8 mm wide and 3 mm high wherein upper and lower walls 24' and 26' are parallel to each other and form an angle of about 20 to about 25 degrees with the horizontal axis of the housing or about 105° to 135° with the longitudinal axis of the screw. Such an embodiment may be used in cases where it is important to fix the lumbosacral angle more rigidly than may occur with the double bevel configuration.

In still another embodiment (not illustrated), a means for fixing the angle between the sacral screw and hook after the hook shoe is inserted through the opening in the screw housing is provided. The shoe is wedged against the interior walls of the housing with a tab or screw. Alternatively, a rotatable element, such as a set screw, is disposed within a narrow threaded slot in the housing; once the hook is inserted through the opening in the housing, the position of the rotatable element is locked so as to fix the lumbosacral angle.

The present sacral fixation screw may be formed integrally so that the distance between the screw threads and the housing is fixed. Alternatively, the sacral fixation screw may be formed separately so that the housing is screwed onto the threaded shank. In such a case, the distance between the screw threads and the housing is made variable to adapt the sacral fixation screw for use with a hook, other linkage device or spinal rod inserts.

The hook component is shown in Figs. 4

and 5. Hook 40 comprises a hook body 42 which is provided with a longitudinal through bore for articulating with a spinal rod, a shoe 44 which acts with a sacral fixation screw and a connecting portion 46 between body 42 and shoe 44. Shoe 44 is long and straight and forms an acute, short radius angle 48 with the connecting portion 46. This provides a definitive contact point when the hook is loaded in either compression or distraction against the sacral screw. The straight shoe and "L" shape of the hook (instead of the conventional "C" shape) eliminate any drift in lumbosacral angle which would occur if the hook has a simple radius or C shape found in conventional spinal hooks. The distance between the hook body and shoe of the hook is less than other adult hooks so as to limit the projection of the composite device, i.e. hook and screw, above the sacrum and also to place the center of the hook body in an ideal position for a spinal rod.

As shown in Fig. 5, hook shoe 44 is tapered in two planes, unlike conventional spinal hooks. Shoe 44 is tapered along its longitudinal axis and towards the tip 50. In addition, the end of shoe 44 is chamfered to form a sharp edge 52. Such configuration facilitates insertion of the hook shoe within operating 22 in sacral shoe housing 14 as well as a tight wedge-fit when the hook is loaded in compression or distraction against the screw housing.

When the present sacral fixation screw and hook are used in combination, there is provided a linkage system wherein the hook shoe rotates within the beveled opening in order to compensate for the difference in the longitudinal axis of the sacrum and lumbar spine.

Figs. 6 and 7 illustrate the use of the present screw and hook in compressive and distractive fixations. In Fig. 6, sacral screw 10 is driven into sacrum S. Shoe portion 44 of hook 40 is inserted into opening 22 in housing 14 of screw 10, with shoe 44 pointing towards the patient's head. Spinal rod 52 is then inserted into body portion 42 of hook 44. To prevent rod 52 from sliding out of body portion 42, a nut 54 or washer is placed at the end of rod 52. The rod is pulled in the direction of the arrow to exert compression on the spine. Adjacent vertebrae L4, L5 are shown beneath the rod.

In Fig. 7, the set up of the apparatus is similar to that shown in Fig. 6 except that shoe 44 points toward the patient's feet. Force is then applied in the direction of the arrow to exert a distractive force on the spine.

From Figs. 6 and 7, it can be seen that the hook: : sacral fixation screw linkage accommodates the average 20-40 degree difference in the longitudinal axis of the spinal rod from that of the sacrum. Since the opening in the sacral screw is double beveled, the same screw can be used with either compression or

distraction rods.

As shown below, placement of the sacral fixation screw is both convenient and quick for the surgeon and requires no extra dissection of the patient's tissues. Standard dissection of the sacrum prior to fusion exposes the lowest (5th) lumbar vertebrae and the top 58 of the sacrum S as shown in Figs. 8 and 9. Orientation of the 3.2 mm drill hole preparatory to insertion is simple and uses anatomic landmarks. The surgeon simply places the tip of the drill bit below the middle of the right and/or L-5/S-1 facet 60 and leans the mid-portion of the drill bit against the inferior dorsal tip of the L-5 spinous process 62. This will direct the drill bit into the middle of the sacral ala A. Since the ala is the largest volume of bone in the sacrum which contains no neural structures, it is the safest target for any fixation device; moreover, it is the thickest and strongest bone in the sacrum since it serves to transmit the body's load from the spine across the pelvis into the hip joint. The drill bit exits at a point 66 (Fig. 8).

In Fig. 8, J is the sacroiliac joint. In Fig. 9, K is the S1 joint end of the sacral ala, and in Fig. 10, C is the sacral canal.

The size and orientation of the sacral fixation device places the spinal hook body in the ideal position to receive a spinal rod. Figs. 9 and 10 shown the orientation of the drill bit and subsequent sacral fixation screw in dashed line 64. This places the screw threads into the thickest and safest portion of the ala. Furthermore, it leaves the longitudinal axis of the hook body equidistant from the spinous process medially, the L-5 lamina anteriorly and the facet laterally. This is the usual location for a spinal rod as well as the obligatory location of a spinal rod when used in conjunction with spinal rod sleeves 56. The use of spinal rod sleeves is important for two reasons. First, spinal rod sleeves facilitate anatomic reduction in the case of spinal deformities and provide stability of fixation in all planes of motion in all cases. Second, spinal rod sleeves preserve lumbar lordosis when used in conjunction with distraction rods. This overcomes the iatrogenic kyphosis (i.e. loss of normal lordosis) which has accompanied the use of distraction rods with all previous methods. Recent literature suggests that such loss of lordosis is symptomatic and causes poor results in over one third of the cases in which distraction rods have been placed across the lumbosacral junction with prior methods.

The present sacral fixation screw may be used in conjunction with a linkage device such as the spinal hook described above. Other linkage devices may be used to connect the screw with a spinal rod. However, it is understood that a spinal rod may be inserted into an embodiment of the present sacral fixation screw without using a linkage device.

2154296

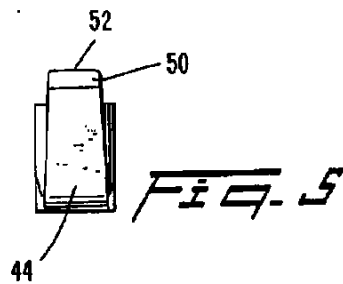
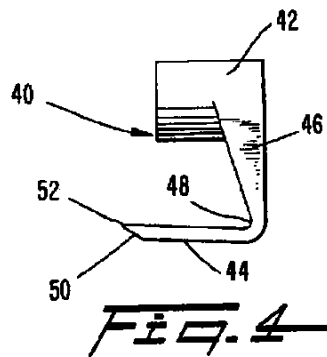
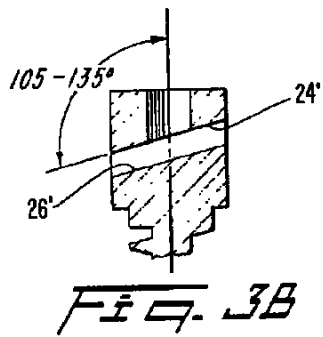
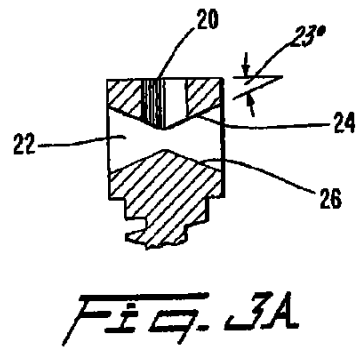
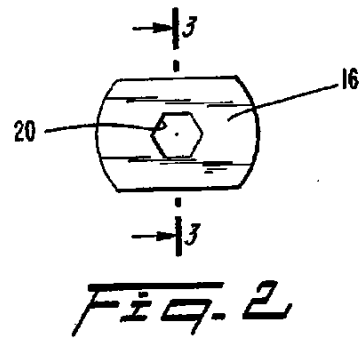
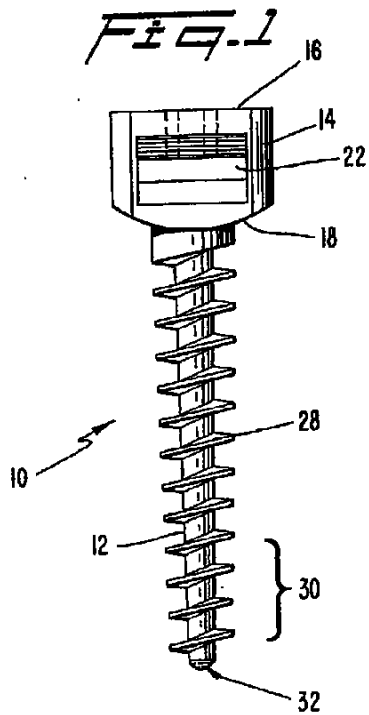


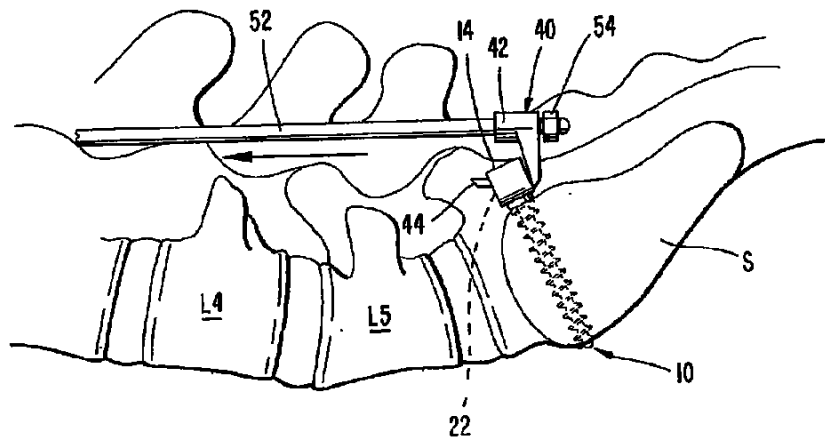
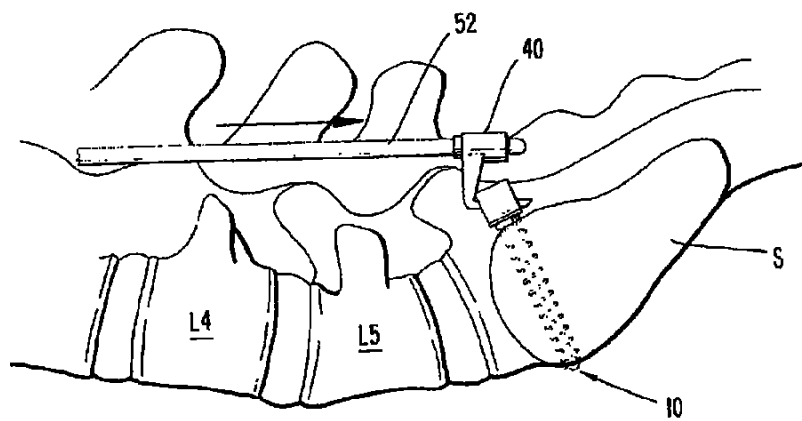
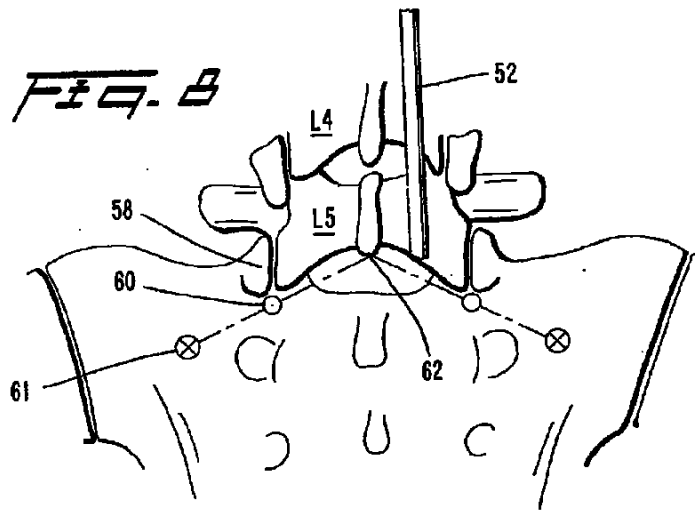
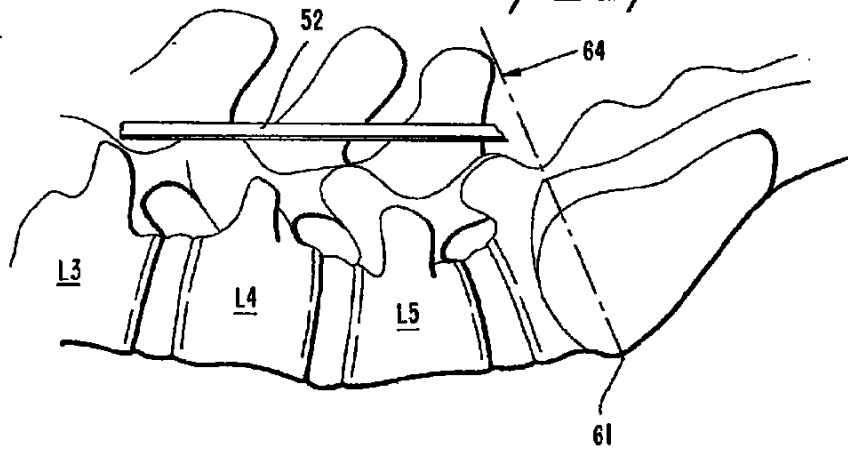
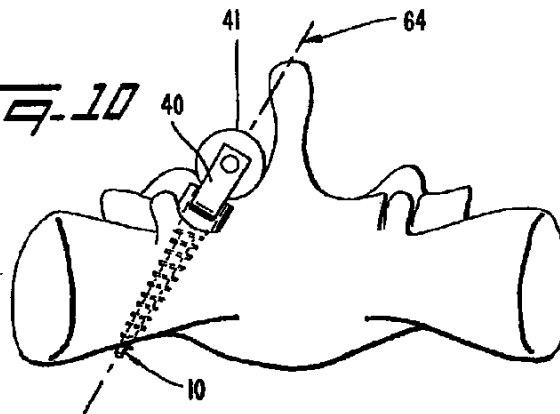
FIG. 6*FIG. 7*

FIG. 8**FIG. 9****FIG. 10**

(12) UK Patent Application (19) GB (11) 2 173 104 A

(43) Application published 8 Oct 1986

(21) Application No 8405118

(22) Date of filing 28 Feb 1984

(71) Applicant
Peter John Webb,
134 Harley Street, London W1

(72) Inventor
Peter John Webb

(74) Agent and/or Address for Service
Haseitine Lake & Co., Hazlitt House, 28 Southampton
Buildings, Chancery Lane, London WC2A 1AT

(51) INT CL⁴
A61B 17/56

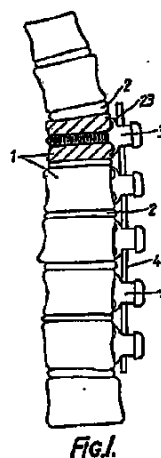
(52) Domestic classification (Edition H):
A5R X7

(56) Documents cited
GB A 2131300 GB 1241292
GB A 2051581

(58) Field of search
A5R

(54) Spinal fixation apparatus

(57) A spinal scoliosis fixation implant comprises a plurality of devices 3 which are associated with respective vertebrae 1 and which are interconnected by a single semi-rigid wire 4, or by a cable with abutment ferrules. Each device 3 may comprise a bone screw or hook with a slotted, externally threaded head into which is inserted the wire 4 or cable and also a clamping element which projects slightly from the mouth of the slot, and a nut which is screwed onto the head to press the clamping element onto the wire 4 or cable. The wire 4 or cable can be unclamped, to permit adjustment of the device 3 along the wire 4 or cable, by simply untightening the nut.



The drawing(s) originally filed was (were) informal and the print here reproduced is taken from a later filed formal copy.
The claims were filed later than the filing date within the period prescribed by Rule 25(1) of the Patents Rules 1982.
This print embodies corrections made under Section 117(1) of the Patents Act 1977.

GB 2 173 104 A

SPECIFICATION

Improvements in or relating to spinal fixation

5 This invention relates to spinal fixation.

The normal human spine is a segmented column of vertebrae, coupled together by intervertebral joints of two types; viz. anteriorly by intervertebral discs and posteriorly by zygoapophyseal gliding

10 synovial joints.

Spinal deformity occurs when the normal alignment of the vertebrae is upset or disturbed by altered muscle or nerve function or, more rarely, by abnormal bony structure. Once deformity has been

15 established, secondary changes take place which maintain the abnormality and prevent its return to normal. When the deformity is sufficiently profound, it may be associated with an instability such that the deformity will tend to increase with the axial

20 loading by gravity in spite of the removal of the causative factor.

Under these circumstances it is often necessary to fix together the vertebral levels, after having returned them towards their normal position if safely

25 possible. For this purpose, it is known to provide fixation implants, each of which comprises an elongate member and a plurality of devices for anchoring the elongate member to respective vertebrae. One of these is for use posteriorly and

30 comprises as its elongate member a rigid rod having two hook-like devices connected to respective ends thereof which hook respectively over and under respective vertebrae. With the implant in position on the spine, the devices are adjustable only

35 away from each other. Another known implant, but which is for use anteriorly, comprises a cable and several devices which are fixable in a substantially permanent manner to the cable at intervals therealong. These devices resemble bone screws in order

40 that they may be able to be screwed into respective vertebrae. A third known implant, also for use anteriorly only, comprises a threaded rod, whilst its bone-screw-like devices incorporate rotatable

45 nuts receiving the threaded rod and adjustable therealong by rotation, in order to allow *in situ* adjustment of the vertebral levels towards and away from each other.

According to one aspect of the present invention,

there is provided a spinal fixation apparatus, comprising an elongate member, and at least three

50 devices including respective anchoring means whereby said devices are anchored to respective vertebrae and also including respective fixing means whereby said devices are readily releasably

55 fixed to said member at intervals therealong.

According to another aspect of the present invention, there is provided a device for use in spinal

fixation, comprising anchoring means whereby

60 said device is anchored to a vertebra, and fixing means whereby said device is readily releasably

fixed to an elongate member, said fixing means comprising first and second clamping elements

which clamp the elongate member between them,

and readily releasable means which urges the

65 clamping elements towards each other.

Owing to the present invention, not only is adjustment of the devices along the elongate member possible in both directions *in situ*, but also the implant can be relatively quickly assembled.

70 In order that the invention may be clearly understood and readily carried into effect, reference will now be made, by way of example, to the accompanying drawings, in which:-

Figure 1 shows a lateral elevation of a spinal

75 scoliosis fixation implant *in situ* on a spine, Figure 2 shows an exploded, sectional, plan view of one of at least three identical devices of the implant,

Figure 3 shows an anterior elevation of a bone screw included in the device,

80 Figure 4 shows a lateral elevation of another element of the device, and

Figure 5 shows a lateral elevation of a modified version of an elongate member of the implant.

85 Referring to Figure 1, the spine comprises a plurality of vertebrae 1 with discs 2 therebetween. Associated with the respective vertebrae are devices 3 which are interconnected by a single wire 4 which may be about 1/8 inch diameter and which is semi-rigid.

90 Referring to Figure 2, each device 2 comprises at least three components, one being a bone screw 5, the second being clamping element 6 and the third a cap-form nut 7. The screw 5 has its head consisting of a substantially rectangular flange 8, a plain neck 9, and an externally threaded head 10. A slot 11 extends diametrically through the parts 9 and 10. The wire 4 almost fills that portion of the slot 11 formed in the neck 9. The clamping element 6 is received in that portion of the slot 11 formed in the head 10 and projects slightly out of the mouth of the slot in the assembled condition of the device. The element 6 is connected by a very thin neck 12 to a rod 13 which can be gripped between the thumb and forefinger of the surgeon. The nut 7 is internally screwthreaded at 14 to co-operate with the external screwthreading 15 of the head 10. The nut 7 is moreover formed with an hexagonal external surface 16 and with a central bore 17 through which the rod 13 can be passed, but not the element 6.

110 For the purpose of implantation, the screws 5 are introduced into the vertebral bodies by an appropriately shaped screwdriver, the slots 11 being finally aligned with one another so that the wire 4 can be introduced into all of them by being simply laid in them. The elements 6 are then introduced into the slots 11 and the nuts 7 screwed down, their top walls coming into contact with the elements 6, until the wire 4 is retained with slightly looseness in the screws 5. Thereupon, the positions of the screws relative to each other along the wire 4 and thus the positions of the vertebral bodies relative to each other along the spine can be adjusted as desired towards or away from each other, as the need for spinal correction determines. The nuts 7 can then be tightened to a predetermined torque, forcing the elements 6 to clamp the wire 4 against the screws 5, to prevent slippage of the screws 5 relative to the wire 4.

The vertebrae are thereby held safely in the desired position and maintained there until an induced arthrodesis has taken place.

If for some reason, subsequent correction of the positions of the screws 5 along the wire 4 is required, then the nuts 7 are readily untightened to allow such adjustment, which is a simple linear sliding movement.

In certain cases where the curvature of the spine is too great to permit use of a semi-rigid wire, in place of the wire 4 there can instead be employed, as shown in Figure 5, a flexible cable 20, which is provided at its respective ends with fixed ferrules 21 each of an external diameter greater than the width of the slots 11. The cable 20 also carries a sliding ferrule 22 also of an external diameter greater than the width of the slot 11.

In implantation, the lower ferrule 21, say, is brought into abutment against the head 10 of the lowest device 2. After clamping the cable 20 to the devices 2, and with the ferrule 22 immediately above the uppermost device 2, the ferrule 22 and the cable 20 are transversely severed, such severing coincidentally clamping the lower piece of the ferrule 22 to the cable 20 to deter subsequent fraying of the upper cable end.

If desired, there can be employed with the screws 5 respective toothed washers 23, as shown in Figure 1, which engage in the bone of the vertebral bodies.

The apparatus shown in Figures 1 to 4 can be used posteriorly, but with devices being identical to that shown in Figures 2 to 4, except that the shanks of the screws 5 are replaced by hooks about the posterior elements of the vertebrae, either the laminae or transverse processes, so that the hook-like devices in this case can be adjusted towards and away from each other along a wire.

CLAIMS

1. A spinal fixation apparatus, comprising an elongate member, and at least three devices including respective anchoring means whereby devices are anchored to respective vertebrae and also including respective fixing means whereby said devices are readily releasably fixed to said member at intervals therealong.

2. An apparatus as claimed in claim 1, wherein said elongate member is a semi-rigid wire.

3. An apparatus as claimed in claim 1, wherein said elongate member is a flexible cable provided with transverse projections arranged to abut the fixing means.

4. An apparatus as claimed in claim 3, wherein said projections comprise ferrules.

5. An apparatus as claimed in any preceding claim, wherein the fixing means of each device comprises a channel-shaped slot for receiving said elongate member and clamping means for clamping the elongate member in the slot.

6. An apparatus as claimed in claim 5, wherein each said clamping means comprises a clamping element which is received in said slot but which projects slightly out of the mouth of the slot in an

assembled condition of said apparatus, and a nut which is screwed onto the relevant anchoring means to press said clamping element against said elongate member.

7. An apparatus as claimed in claim 6, wherein each said anchoring means comprises a bone screw or hook having a head formed with said slot.

8. An apparatus as claimed in claim 6 or 7, wherein each said clamping element is connected by a very thin neck to a rod which extends away from the base of the slot.

9. A device for use in spinal fixation, comprising anchoring means whereby said device is anchored to a vertebrae, and fixing means whereby said device is readily releasably fixed to an elongate member, said fixing means comprising first and second clamping elements which clamp the elongate member between them, and readily releasable means which urges the clamping elements towards each other.

10. A device as claimed in claim 9, wherein the first clamping element comprises a head of a bone screw or hook.

11. A device as claimed in claim 10, wherein said head is formed with a channel-shaped slot for receiving said second clamping element and said elongate member.

12. A device as claimed in claim 11, wherein said second clamping element projects slightly out of the mouth of the slot in an assembled condition of the device, and said readily releasable means comprises a nut screwed onto said head to press said second clamping element against said elongate member.

13. A device as claimed in claim 12, wherein said second clamping element is connected by a very thin neck to a rod which extends away from the base of the slot.

14. A spinal fixation apparatus, substantially as hereinbefore described with reference to Figures 1 to 4, or Figures 1 to 4 as modified by Figure 5, of the accompanying drawings.

15. A device for use in spinal fixation, substantially as hereinbefore described with reference to Figures 2 to 4 of the accompanying drawings.

1/2

2173104

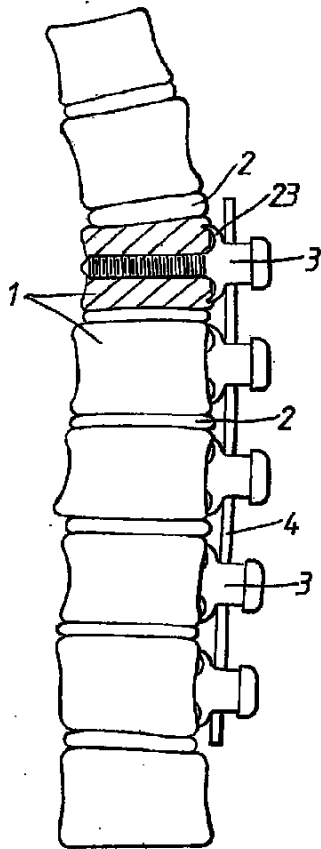


FIG. 1.

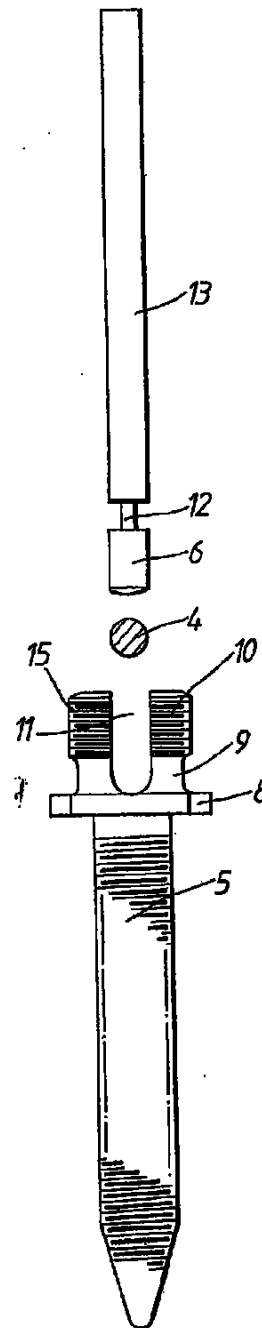
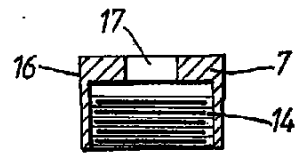


FIG. 2.

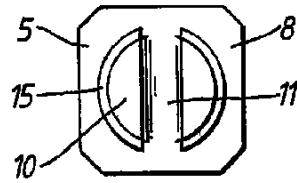


FIG. 3.

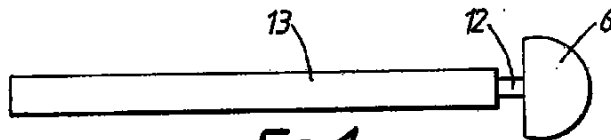


FIG. 4.



FIG. 5.



Europäisches Patentamt

European Patent Office

Office européen des brevets



EP 0 878 170 A3

(12)

EUROPEAN PATENT APPLICATION

(88) Date of publication A3:

10.03.1999 Bulletin 1999/10

(51) Int Cl.⁵: **A61B 17/70**

(43) Date of publication A2:

18.11.1998 Bulletin 1998/47

(21) Application number: 98108437.9

(22) Date of filing: 08.05.1998

(84) Designated Contracting States:

AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU
MC NL PT SE

Designated Extension States:
AL LT LV MK RO SI

(30) Priority: 15.05.1997 US 856916

(71) Applicant: **Surgical Dynamics**
Norwalk, CT 06856 (US)

(72) Inventors:

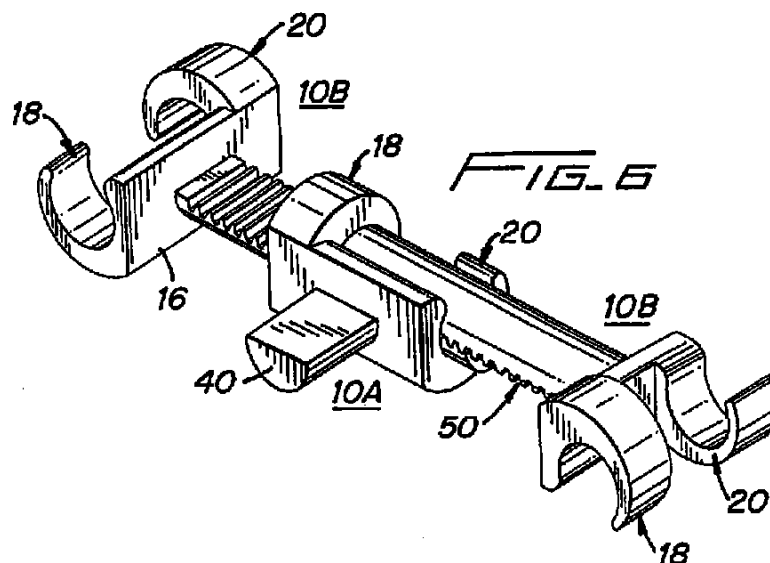
- Lin, Chih-I
Diamond Bar, California 10765 (US)
- Nichols, David
Memphis, Tennessee 38111 (US)

(74) Representative: **Marsh, Roy David et al**
Hoffmann Eitle,
Patent- und Rechtsanwälte,
Arabellastrasse 4
81925 München (DE)

(54) **Transverse spinal rod connector clip**

(57) A device for connecting two elongated spinal rods to one another in a spinal fixation system comprising a clip body including a first portion and a second portion, the first portion of the clip body configured to receive and engage a first elongated spinal rod, the second portion of the clip body having a transverse bore

therein for receiving a second elongated spinal rod extending transverse to the first elongated spinal rod; and a locking member dimensioned and configured for mounting in the transverse bore in the second portion of the clip body so as to fix the position of the second elongated spinal rod with respect to the first elongated spinal rod.



EP 0 878 170 A3



European Patent
Office

EUROPEAN SEARCH REPORT

Application Number
EP 98 10 8437

DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT			
Category	Citation of document with indication, where appropriate, of relevant passages	Relevant to claim	CLASSIFICATION OF THE APPLICATION (Int.Cl.6)
X	EP 0 565 149 A (BRISTOL-MYERS SQUIBB) 13 October 1993	1-3,20, 21	A61B17/70
A	* column 3, line 43 - line 45; figures 1,4 *	5,8-10, 23-25	
X	US 5 507 746 A (C.-I.LIN) 16 April 1996	1,5,6,9	
A	* figures 7,8 *	4,7,10	
X	EP 0 553 042 A (EUROS AND J.M.GENNARI) 28 July 1993	1,5,9	
	* column 5, line 15 - line 31; figures 11,15 *		
X	GB 2 051 581 A (J.S.KEENE) 21 January 1981	1,5,9	
	* page 3, line 78 - line 116; figures 1,5,8 *		
X	US 5 439 463 A (C.-I.LIN) 8 August 1995	5,7,13, 17,18,23	
A	* column 2, line 57 - column 3, line 9 * * column 3, line 46 - column 4, line 58; figures 1,4A,4D *	8,16	
X	EP 0 590 745 A (AMEI TECHNOLOGIES) 6 April 1994	13	A61B
A	* figure 1 *	23	
A	US 5 380 326 A (C.-I.LIN) 10 January 1995	1,9,11, 12	
A	EP 0 536 066 A (FIXANO) 7 April 1993	13,17	
P,X	EP 0 811 357 A (STRYKER FRANCE) 10 December 1997	5,7,8	
	* figures 1,3 *		
The present search report has been drawn up for all claims			
Place of search THE HAGUE		Date of completion of the search 13 January 1999	Examiner Nice, P
CATEGORY OF CITED DOCUMENTS		T: theory or principle underlying the invention E: earlier patent document, but published on, or after the filing date D: document cited in the application L: document cited for other reasons &: member of the same patent family, corresponding document	
X: particularly relevant if taken alone Y: particularly relevant if combined with another document of the same category A: technological background O: non-written disclosure P: intermediate document			

EPC FORM 1993 03.92 (P04001)



European Patent
Office

Application Number

EP 98 10 8437

CLAIMS INCURRING FEES

The present European patent application comprised at the time of filing more than ten claims.

- ☐ Only part of the claims have been paid within the prescribed time limit. The present European search report has been drawn up for the first ten claims and for those claims for which claims fees have been paid, namely claim(s):
- ☐ No claims fees have been paid within the prescribed time limit. The present European search report has been drawn up for the first ten claims.

LACK OF UNITY OF INVENTION

The Search Division considers that the present European patent application does not comply with the requirements of unity of invention and relates to several inventions or groups of inventions, namely:

see sheet B

- ☒ All further search fees have been paid within the fixed time limit. The present European search report has been drawn up for all claims.
- ☐ Only part of the further search fees have been paid within the fixed time limit. The present European search report has been drawn up for those parts of the European patent application which relate to the inventions in respect of which search fees have been paid, namely claims:
- ☐ None of the further search fees have been paid within the fixed time limit. The present European search report has been drawn up for those parts of the European patent application which relate to the invention first mentioned in the claims, namely claims:



European Patent
Office

**LACK OF UNITY OF INVENTION
SHEET B**

Application Number
EP 98 10 8437

The Search Division considers that the present European patent application does not comply with the requirements of unity of invention and relates to several inventions or groups of inventions, namely:

1. Claims: 1-12

Spinal fixation systems with connected spinal rods
transverse to each other.

2. Claims: 13-26

Spinal fixation systems with opposed spaced apart arcuate
rod engaging hooks

**ANNEX TO THE EUROPEAN SEARCH REPORT
ON EUROPEAN PATENT APPLICATION NO.**

EP 98 10 8437

This annex lists the patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned European search report. The members are as contained in the European Patent Office EDP file on
The European Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information.

13-01-1999

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 0565149	A	13-10-1993	AU 3280293 A	16-09-1993
			CA 2088961 A	11-09-1993
			JP 5344995 A	27-12-1993
			US 5437671 A	01-08-1995
US 5507746	A	16-04-1996	NONE	
EP 0553042	A	28-07-1993	FR 2686500 A	30-07-1993
			AT 164504 T	15-04-1998
			DE 69317682 D	07-05-1998
			ES 2117116 T	01-08-1998
GB 2051581	A	21-01-1981	US 4269178 A	26-05-1981
			AU 532978 B	20-10-1983
			AU 5903880 A	11-12-1980
			CA 1150120 A	19-07-1983
			DE 3021238 A	11-12-1980
			FR 2458271 A	02-01-1981
			JP 56036944 A	10-04-1981
US 5439463	A	08-08-1995	NONE	
EP 0590745	A	06-04-1994	US 5334203 A	02-08-1994
			CA 2106641 A	31-03-1994
			JP 6189994 A	12-07-1994
US 5380326	A	10-01-1995	NONE	
EP 0536066	A	07-04-1993	FR 2681776 A	02-04-1993
			US 5368594 A	29-11-1994
			DE 69209960 D	23-05-1993
EP 0811357	A	10-12-1997	FR 2749156 A	05-12-1997
			AU 2371097 A	11-12-1997
			CA 2206853 A	03-12-1997
			JP 10080432 A	31-03-1998
			NZ 314986 A	26-06-1998

EPO FORM 1048B

For more details about this annex : see Official Journal of the European Patent Office, No. 12/82



(12) **EUROPEAN PATENT SPECIFICATION**

(45) Date of publication and mention
of the grant of the patent:
11.09.2002 Bulletin 2002/37

(51) Int Cl.7: **A61F 2/44, A61L 27/00**

(21) Application number: **96304205.6**

(22) Date of filing: **06.06.1996**

(54) **Low wear artificial spinal disc**

Künstliche Bandscheibe mit geringem Verschleiss

Disque intervertébral artificiel à faible usure

(84) Designated Contracting States:
**AT BE CH DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU MC
NL PT SE**

(30) Priority: **07.06.1995 US 480762**

(43) Date of publication of application:
11.12.1996 Bulletin 1996/50

(73) Proprietor: **Surgical Dynamics Inc.**
Norwalk, CT 06856 (US)

(72) Inventors:
• **Hansen, Yuan A.**
Fayetteville, New York 13066 (US)
• **Lin, Chih-i**
Diamond Bar, California 10765 (US)
• **Davidson, James A.**
Germantown, Tennessee 38138 (US)

• **Small, Laura C.**
Memphis, Tennessee 38111 (US)
• **Carls, Thomas A.**
Memphis, Tennessee 38112 (US)

(74) Representative: **Marsh, Roy David**
Hoffmann Eitle,
Patent- und Rechtsanwälte,
Arabellastrasse 4
81925 München (DE)

(56) References cited:
EP-A- 0 699 426 WO-A-91/13598
WO-A-93/10725 DE-A- 2 263 842
FR-A- 2 632 516 FR-A- 2 694 882
FR-A- 2 718 635 US-A- 4 349 921
US-A- 5 258 031 US-A- 5 308 412
US-A- 5 415 704

Note: Within nine months from the publication of the mention of the grant of the European patent, any person may give notice to the European Patent Office of opposition to the European patent granted. Notice of opposition shall be filed in a written reasoned statement. It shall not be deemed to have been filed until the opposition fee has been paid. (Art. 99(1) European Patent Convention).

Description

[0001] The present invention relates to an artificial intervertebral disc, and more particularly but not exclusively to a low wear, hard chromium-coating metal ball and socket bearing system allowing unrestricted motion for use in the replacement of spinal disc segments. See US-A-5258031 for a disc device in accordance with the pre-characterising part of claim 1, below.

There have been numerous types of implants designed to replace damaged spinal disc segments of the human body in which an artificial intervertebral disc is used to replace a deformed, injured or diseased natural intervertebral disc. Such an artificial intervertebral disc is generally composed of a rigid solid body that causes the vertebrae adjacent to the implanted artificial disc to be limited in its ability to move relative to each other. Some of these solid body artificial intervertebral discs are disclosed in U.S. patents 4,349,921; 4,553,273; and 4,714,469. Other artificial discs are provided with a spring which permits the vertebrae adjacent to the implanted artificial disc to have a limited amount of motion in limited directions. These are described in U.S. patents 4,309,777 and 4,759,769.

[0002] It has also been proposed that soft compliant polymers be used to assure separation of damaged disc segments or as bearing surfaces. However, polymers can degrade with time in the human body and also be susceptible to abrasion damage by the bone surface. Further, polymeric disc replacements are susceptible to creep and gradual changes in dimensional characteristics. But polymers are favored due to their low stiffness and relative improvement in shock absorbing characteristics. Artificial intervertebral discs having a main body formed of an elastic polymer are disclosed in U.S. patents 3,867,729; 4,863,477 and 4,911,711. U.S. patent 5,071,437 discloses an artificial intervertebral disc composed of an elastomeric core sandwiched between two metal plates. This disc is further provided with a plurality of spikes for stabilizing the vertebrae adjacent to the implanted disc. However, the biocompatibility of this disc is uncertain because it contains a polymer and a curing agent used to hold the metal plates and the elastomeric core together.

[0003] Ball and socket type artificial spinal discs have been proposed but, without polymer components they have less shock absorbing capabilities. Further, there is no clinical proof that shock absorption is necessary, as adjacent discs can compensate for a reduced level of shock absorption in one or two discs along the entire spinal column.

[0004] Non-polymeric disc components include ceramic and metal materials and designs have included hinged, sliding and ball and socket-type solutions. The hinged design frequently is constraining, and the patient cannot effectively move in some directions. Sliding disc surfaces generally do not have the ability to accommodate bending or twisting motion, but do help assist with

natural translation motion tendencies within the disc space. However, due to the small space between adjacent vertebrae, the contact stress with only this type of single (translation) motion capability between the sliding surfaces can lead to excessive wear and eventual disfunction of the artificial intervertebral disc.

[0005] The most logical solution for spinal disc replacement is the ball and socket-type design. Ceramics have been proposed, but ceramic surfaces are extremely hard and prone to excessive contact stress and wear if three-body particles or debris become lodged between the two surfaces. Without film lubrication to separate the two ceramic surfaces, high hertzian contact stresses can fracture the hard surface, leading to continued and accelerated surface wear damage. Debris, such as bone chips, can readily create this adverse three-body wear process. Further, because of the relatively high stiffness of ceramics, implant design and machining must be such that surface contact is optimized. Such precision machining is extremely difficult to accomplish with ceramic surfaces.

[0006] Hard, metal surfaces which are passivated by relatively soft, lubricious oxides and oxyhydroxides (i.e., Cr-containing metals) are much more tolerant to the occasional severe, high contact stress wear conditions found in the vertebral column. However, this type of ball and socket system is only effective under normal, non-extreme motion. During extreme motion and bending of the spinal column, the ball can "rock out" of the socket and impinge the device edges, creating high stresses and wear. Metals would be more tolerant under these extreme conditions than hard ceramic, but metal components can also experience some wear conditions. Therefore, allowance in the implant design to minimize contact stress in these extreme motion conditions is also desirable.

[0007] Other designs using either ceramic or metal materials also restrict motion relative to the adjacent vertebrae. Some skilled in the art feel that, because the natural healthy disc experiences a limit of about 11° motion in the anterior-posterior plane (bending forward/backward) and a limit of about 3-5° motion in the medial-lateral plane (bending side-to-side), the artificial disc replacement must also have this limitation, which causes other adjacent discs to take up the strain. Further, some skilled in the art argue that there must be a restriction to rotation (1-2°) within the artificial disc for the same reasons. For example, U.S. patent 4,759,769 discloses a hinged/spring design with a limitation of 20° in flexion/extension and allowance of a small amount of side-to-side rocking. Rotation is restricted with this device. U.S. patent 5,071,437 describes an implant device that limits flexion/extension and lateral bending to physiologic angles and allows for only 2-3° of rotation. This device also allows for 1-2 mm of transition. U.S. patent 4,759,766 describes a device composed of two cobalt/chrome end plates with a domed polyethylene central core which allows 10° flexion/extension, a small amount of lateral

bending, and is rotationally restricted. The addition of these anatomical restrictions to disc replacement designs limit the type and effectiveness of the design and the materials that may be employed. For example, if the disc prosthesis exceeds its 11° bending restriction, than as mentioned above, the non-bearing surfaces will contact each other and inappropriately displace the prosthesis or create an adverse wear situation.

[0008] It is felt that restrictions in disc prosthesis design may not only create a performance liability, but are also not needed. The surrounding ligaments, muscles, and other tissues provide a built-in restriction to anterior/posterior, medial-lateral, and twisting motions of the artificial intervertebral disc, at least to a point in which adjacent discs are not significantly affected.

[0009] For the reasons mentioned above, the present invention, in preferred embodiments provides an unrestricted ball and socket-type artificial spinal disc containing low wear bearing surfaces of chromium containing metals, precision machined to minimize contact stress and anchored to the adjacent vertebrae with press fit or cemented methods known in the art of joint replacement. To accommodate extreme motion, the peripheral areas of the ball and socket type intervertebral disc are designed to minimize stress and wear. This design can also incorporate the ability to translate, similar to that for a miniscal bearing knee. Additionally, the bearing portions of the disc of the artificial intervertebral disc can be attached to a different material for anchoring the disc portions to the adjacent bone.

[0010] The present invention is defined in claim 1 below, and provides an artificial spinal disc for surgical placement between adjacent vertebrae. The apparatus of the present invention provides a low wear artificial spinal disc that includes a first component for attaching to a first vertebrae having a concave recess, with the concave contoured surface having a circumference of 360°. A second component for attaching to a second vertebrae has a projection that fits the concave recess of the first component, with the convex contoured surface having a circumference of 360°. The corresponding contoured surfaces allow an unrestricted rotational and a relatively unrestricted flexion/extension bending motion between the first and second components relative to a patient's normal spinal axis when in a standing position with the spine in a straightened position.

[0011] In another embodiment of the present invention there is provided an artificial spinal disc for surgical placement between first and second adjacent vertebrae of a patient's spine, comprising:

- (a) a first component for attaching to the first vertebrae, said first component including a base portion and a bearing portion, said bearing portion including a concave recess, the concave contoured surface having a circumference of 360°;
- (b) a second component for attaching to the second vertebrae, said second component including a base

portion and a bearing portion, said bearing portion including a projection that fits the concave recess of the first component, the convex contoured surface having a circumference of 360°;

(c) the corresponding bearing portions being configured so as to allow an unrestricted rotational and a flexion/extension bending motion between the first and second components relative to a patient's normal spinal axis when in a standing position with the spine in a straightened position.

[0012] In a further embodiment of the present invention there is provided an artificial spinal disc for surgical placement between first and second adjacent vertebrae of a patient's spine, comprising:

(a) a first component for attaching to the first vertebrae, said first component including a concave recess, the concave contoured surface having a circumference of 360°;

(b) a second component for attaching to the second vertebrae, said second component including a projection that fits the concave recess of the first component, the convex contoured surface having a circumference of 360°;

(c) the corresponding contoured surfaces being configured so as to allow an unrestricted rotational and a flexion/extension bending motion between the first and second components relative to a patient's normal spinal axis when in a standing position with the spine in a straightened position;

(d) wherein the first and second components are configured so as to allow the artificial spinal disc to be implanted as one unit in which openings in bone of the adjacent vertebrae are created in order to allow the artificial spinal disc to be slid into place so as to prevent over distraction.

[0013] The invention will become more apparent when the detailed description of exemplary embodiments is considered in conjunction with the appended drawings, in which:

Figure 1 is a exploded view of a spinal disc, not in accordance with the present invention;

Figure 2 is a side sectional view of the disc shown in Figure 1;

Figure 3 is the reverse of the exploded view of the disc shown in Figure 1;

Figure 4 is a side section view of the disc shown in Figure 3;

Figure 5 is a side elevational view of an alternate shape of disc, in accordance with the present invention;

Figure 6 is a end plan view of a first component of the disc shown in Figure 5;

Figure 7 is a side elevational exploded view of an alternate configuration of disc in accordance with the present invention;

Figure 8 is an end plan view of a second component of the disc shown in Figure 5;

FIGURE 9 is a side sectional view of an alternate embodiment of the present invention;

FIGURE 10 is a plan view of the inner side of the first component as shown in Fig. 5;

FIGURE 11 is a plan view of the inner side of the second component as shown in Fig. 5;

Figure 12 is a side, partial phantom view of the components of an embodiment of the present invention in a joined relation; and

Figure 13 is a top plan view of the components of an embodiment of the present invention in a joined relation showing rotational motion.

[0014] As shown in Figs. 1-4, a low wear artificial spinal or intervertebral disc 10 includes a first component or intervertebral support block 20 for attaching to the end plate of a first vertebrae and a second component or intervertebral bearing block 30 for attaching to the end plate of a second adjoining vertebrae. The intervertebral support block 20 has an outer side 22 provided with one or more protuberances 24 such as pegs, posts or screws and an inner side 26 which has a concave recess or recessed receiving mount 28 forming a socket-like segment located near the center of the support block 20 (Fig. 10). The concave contoured surface of the receiving mount 28 has a circumference of 360°.

[0015] The intervertebral bearing block 30 has an outer side 32 with one or more protuberances 34, such as pegs, posts or screws, and an inner side 36 which has a projection 38 with a convex surface forming a ball-like segment (Fig. 11), the convex surface having a circumference of 360°. The projection 38 corresponds in location to the recessed receiving mount 28 of the supporting block 20 and is shaped so as to fit rotatably into the recessed receiving mount 28 of the supporting block 20, as shown in Figs. 10-12. The projection 38 of the bearing block 30 and the recessed receiving mount 28 of the supporting block 20 are shaped so as to form a ball and socket-type device which allows for unrestricted rotational (Fig. 13) and relatively unrestricted flexion/extension bending motion (Fig. 12) between the supporting block 20 and bearing block 30 relative to a patient's normal spinal axis when in a standing position with the spine in a straightened position. The inner side 26 of the

supporting block 20 and the inner side 36 of the bearing block 30 are provided respectively with a surface curving or sloping slightly outwards to a periphery 21, 31 respectively of the supporting block 20 and bearing block 30, as shown in Figs. 2-4, 5 and 7. Thus, the inner side 26 of the supporting block 20 has inclined surfaces between the periphery 21 of the supporting block 20 and the recessed receiving mount 28. Likewise, the inner side 36 of the bearing block 30 has inclined surfaces between the periphery 31 of the bearing block 30 and the projection 38, as shown in Figs. 5 and 12.

[0016] As a result, the configuration of the supporting block 20 and bearing block 30 allows for a considerable angle of flexion/extension generally of about between 20-30° within which each can turn, as illustrated in Fig. 12, thereby enabling a patient with the implanted artificial intervertebral disc 10 to have generally normal motion and rotation of the spinal column.

[0017] The outer sides 22 and 32 of the intervertebral supporting block 20 and intervertebral bearing block 30 can be substantially flat, slightly concave, or curved in various forms. However, flat or slightly concave outer surfaces are preferable and can be covered with a coating of material corresponding to the material that forms the supporting block 20 and the bearing block 30. Such coated outer surfaces are similar in formation to those disclosed in U.S. patent 5,071,437.

[0018] With the exception of the recessed receiving mount 28, the inner side 26 of the supporting block 20 is substantially flat or slightly convex. A slightly convex inner side 26 is preferable because such a surface enables the supporting block 20 and the bearing block 30 to rotate 360° relative to each other. Similarly, with the exception of the projection 38, the inner side 36 of the bearing block 30 is substantially flat or slightly convex. A slightly convex inner side 36 is preferable for the same reason as discussed above.

[0019] The artificial spinal disc 10 of the present invention is shaped so as to provide minimal restriction to bending and no restriction to rotational motion between the adjacent vertebrae, all of which are limitations found in other previous disc designs. In a preferred embodiment of the present invention, as shown in Figs. 5 and 7, the edges of the recessed receiving mount 28 or socket segment recede quickly in order to maximize bending clearance. The edges of the recessed receiving mount 28 blend into the inner side 26 gradually and at a convex radius similar to that of the projection 38 in order to minimize contact stress and wear in extreme motion conditions. This feature also improves stability of the implant under extreme motion conditions. The projection 38 or ball segment likewise recedes quickly from the bearing region and blends gradually into the inner side 36. The projection 38 is preferably located approximately in the center of the implant 10 but may be designed such that the surgeon has an option of this location depending on patient needs.

[0020] The projection 38 of the bearing block 30 is of

a generally hemispherical construction and conforms in shape to the concave surface of the receiving mount 28 such that the projection 38 is capable of rotating freely 360° in the recessed receiving mount 28. The shape of the recessed receiving mount 28 is substantially similar in curvature to the projection 38. The convex surface of projection 38 is of a depth or thickness that corresponds to or is greater than a depth of the concavity of the recessed receiving mount 28. In order to allow the supporting block 20 and the bearing block 30 to rotate freely in relation to each other, the depth or thickness of the convex surface of the projection 38 should be slightly greater than the depth of the concavity of the recessed receiving mount 28 assuming that the recessed receiving mount 28 and projection 38 are provided respectively with a flat surface.

[0021] The intervertebral supporting block 20 and the intervertebral bearing block 30 have a total height or thickness that is dependent on the height or thickness of the deformed intervertebral disc that it is replacing. In addition, the supporting block 20 and the bearing block 30 have a shape that is dependent on the shape of the vertebrae adjacent to the intervertebral disc being replaced. In a preferred embodiment, the shape of the artificial spinal disc 10 is generally oval as shown in Figs. 6 and 8.

[0022] The recessed receiving mount 28 of the artificial spinal disc 10 is located at or near the center of the supporting block 20. Likewise, the projection 38 of the artificial spinal disc 10 is located similarly at or near the center of the intervertebral bearing block 30.

[0023] The supporting block 20 and the bearing block 30 are provided respectively with one or more protuberances 24, 34 which can be in the form of pegs, posts or screws, and are located at any preselected position on the outer surfaces 22, 32 respectively of the supporting block 20 and bearing block 30. Additionally, flat beaded surfaces on the outer surfaces 22, 32 or other securing means can be used to hold the artificial spinal disc 10 in place in the adjacent vertebrae.

[0024] Translation of the primary wear surfaces is not necessary. However, in an alternate embodiment of spinal implant 10A, as shown in Fig. 9, a bearing block 30A has a projection or ball segment 38A and a base plate 40, similar in concept to a miniscal bearing knee, which allows for a certain amount of translation in combination with the rotation and bending allowed by the ball-socket design features. Alternatively, the supporting block 20, instead of the bearing block 30A, could have a recessed receiving mount and a base plate (not shown) identical to the bearing block 30A. This feature can improve the stability and resistance to dislocation of the implant 10A. In this alternate embodiment, a ceramic surface on a ceramic surface (in addition to metal-metal) can be employed for the two opposing, flat translating surfaces 42, 44, as the contact stresses will be greatly reduced with such conformal surfaces. To avoid or minimize potential dislocation of the ball and socket, the base plates 40,

42, which can be formed of titanium or titanium alloy, can be attached to the supporting block 20A and the bearing block 30A mechanically or via shrink-fit or welding methods.

[0025] The intervertebral supporting block 20 and the intervertebral bearing block 30 can be made of metal material such as stainless steel 316 LVM, or titanium-6-4, or cobalt/chrome alloy, which are all suitable for orthopedic surgery. In addition, a ceramic material such as hydroxyapatite, and the biologically compatible organic polymer such as HDPE may be used to make the artificial spinal disc 10 of the present invention.

[0026] In a preferred embodiment, the recessed receiving mount 28 and the projection 38 of the artificial spinal disc 10 are formed of a hard Cr-containing metal which is attached to titanium, titanium alloy, cobalt/chrome alloy, zirconium or zirconium alloy base components 23, 33 respectively as shown in Fig. 7. The preferred material for the base components 23, 33 is titanium or titanium alloy to minimize shadow effects from MRI imaging. Further, although bone cement may be used, the preferred embodiment utilizes a macro-textured or porous-coated outer side 22, 32 with the anchoring pegs or screws 24, 34 being porous-coated or macro-textured also.

[0027] The preferred material for the recessed receiving mount 28 and projection 38 is a Cr-containing iron or cobalt alloy with chromium in excess of about 15 weight % chromium, and the addition of about 2-6 weight % molybdenum to improve corrosion resistance in chloride-containing environments. Acceptable examples include A.I.S.I. 316 L stainless steel or ASTM F-75 cast Co-Cr-Mo or ASTM F-799 wrought Co-Cr-Mo alloy, all currently used in medical implant applications. However, due to the relatively high contact pressures incurred in ball-socket connections within the confined space between adjoining vertebrae, it is preferable to use a surface-hardened Cr-containing metal such as that described by Davidson in U.S. patent 5,415,704. Such alloy compositions produce minimal wear, are tolerant of three-body abrasion, and produce a relatively lubricious Cr/oxyhydroxide surface layer which enhances motion and wear resistance.

[0028] The present invention thus provides an unrestricted ball and socket-type artificial spinal disc containing low wear bearing surfaces of chromium containing metals, precision machined to minimize contact stress and anchored to the adjacent vertebrae with press fit or cemented methods known in the art of joint replacement. The artificial spinal disc 10 and 10A can be implanted to replace a degenerated or diseased intervertebral disc by conventional orthopedic surgery which is well known in the art.

[0029] The artificial spinal disc 10 and 10A is configured so as to allow the implant 10, 10A, to be implanted as a one piece unit rather than inserting one component at a time, which eliminates the need for over distraction of the adjacent vertebrae. In a bone resection technique

that allows for the implantation of the implant as a single unit, openings or channels are formed in the bone of the adjacent vertebrae in a shape that conforms to the projections 24, 34. The implant 10, 10A is slid in place between the resection lines, as one unit, which prevents the need for over distraction, which can place unnecessary stresses on the surrounding structures.

Claims

1. An artificial spinal disc (10, 10A) for surgical placement between first and second adjacent vertebrae of a patient's spine, comprising:

(a) a first component (20) for attaching to the first vertebrae, said first component (20) including a periphery (21), an inner side (26) and in the centre of the inner side a concave recess (28), the concave contoured surface of the recess having a circumference of 360°;

(b) a second component (30) for attaching to the second vertebrae, said second component (30) including a periphery (31), an inner side (36) and in the centre of the inner side a projection (38) that fits the concave recess (28) of the first component (20), the projection (38) having a convex contoured surface having a circumference of 360°;

(c) the corresponding fitting concave and convex contoured surfaces being configured so as to allow an unrestricted rotational and a flexion / extension bending motion between the first and second components (20, 30) relative to a patient's normal spinal axis when in a standing position with the spine in the straightened position;

characterized in that:

the inner side (26) of the supporting block (20) and the inner side (36) of the bearing block (30) are curved surfaces which blend gradually into the respective convex or concave contoured surface (38, 28) and the respective periphery (21, 31).

2. The artificial spinal disc of claim 1, wherein at least one of the surfaces is formed from a chromium-containing metal having a chromium content in excess of 15 weight percent.
3. The artificial spinal disc of claim 1, wherein at least one of the contoured surfaces is formed from a cobalt-chromium-molybdenum alloy.
4. The artificial spinal disc of claim 1, wherein at least one of the contoured surfaces is coated with a co-

balt-chromium-molybdenum tantalum alloy with tantalum replacing the cobalt and being less than about 5 weight percent.

5. The artificial spinal disc of any one of the preceding claims, wherein the first (20) and second (30) component include anchoring means (24, 34) for attachment to the respective first and second vertebrae.

6. The artificial spinal disc of claim 5, wherein the anchoring means (24, 34) includes a porous-coated or macro-textured surface to facilitate bone ingrowth.

7. An artificial spinal disc of any one of the preceding claims, wherein the components are generally oval in shape with the contoured surfaces being positioned approximately in the centre of the component.

8. An artificial spinal disc of any one of the preceding claims, wherein the first and second components are configured so as to allow the artificial spinal disc to be implanted as one unit in a process in which over-distraction is eliminated.

9. The artificial spinal disc of any one of the preceding claims, wherein at least one of the components comprises a base portion (40) and a bearing portion, and wherein at least one of the base portions of a component includes means for translation between the bearing portions.

10. The artificial spinal disc of any of the preceding claims, wherein at least one of the components comprises a base portion (40) and a bearing portion, and wherein at least one of the base portions is formed from a material different from the material of the bearing portion.

11. An artificial spinal disc as claimed in any one of the preceding claims wherein the first (20) and second components (30) are configured so as to allow the artificial spinal disc to be implanted as one unit in a process in which openings in bone of the adjacent vertebrae are created in order to allow the artificial spinal disc (10, 10A) to be slid into place so as to prevent over-distraction.

Patentansprüche

1. Eine künstliche Wirbelscheibe (10, 10A) für den chirurgischen Einsatz zwischen ersten und zweiten benachbarten Wirbeln einer Wirbelsäule eines Patienten, umfassend:

(a) eine erste Komponente (20) zum Anbringen

an den ersten Wirbel, wobei die erste Komponente (20) einen Umfang (21), eine Innenseite (26) und in der Mitte der Innenseite eine konkave Aussparung (28) umfasst, und wobei die konkav umrissene Oberfläche der Aussparung einen Umfang von 360° besitzt;

(b) eine zweite Komponente (30) zum Anbringen an den zweiten Wirbel, wobei die zweite Komponente (30) einen Umfang (31), eine Innenseite (36) und in der Mitte der Innenseite einen Vorsprung (38) umfasst, der in die konkave Aussparung (28) der ersten Komponente (20) passt, und wobei der Vorsprung (38) eine konvex umrissene Oberfläche mit einem Umfang von 360° besitzt;

(c) die entsprechenden konkav und konvex umrissenen Passoberflächen derart konfiguriert sind, dass sie eine uneingeschränkte Dreh- und eine Flexions-/Verlängerungskippbewegung zwischen der ersten und zweiten Komponente (20, 30) relativ zur normalen Wirbelsäulenachse des Patienten in einer aufrechten Position, in der die Wirbelsäule in einer aufrecht ausgerichteten Position sich befindet, ermöglichen,

dadurch gekennzeichnet, dass

die Innenseite (26) des Stützblockes (20) und die Innenseite (36) des Lagerblockes (30) gekrümmte Oberflächen aufweisen, die allmählich in die entsprechende konvex oder konkav umrissene Oberfläche (38, 28) und den entsprechenden Umfang (21, 31) übergehen.

2. Die künstliche Wirbelscheibe nach Anspruch 1, wobei mindestens eine der Oberflächen aus einem chromhaltigen Metall mit einem Chromanteil von mehr als 15 Gew.-% gebildet ist.

3. Die künstliche Wirbelscheibe nach Anspruch 1, wobei mindestens eine der umrissenen Oberflächen aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung gebildet ist.

4. Die künstliche Wirbelscheibe nach Anspruch 1, wobei mindestens eine der umrissenen Oberflächen mit einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Tantal-Legierung beschichtet ist, in der Tantal Kobalt ersetzt und weniger als ungefähr 5 Gew.-% ausmacht.

5. Die künstliche Wirbelscheibe nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die erste (20) und zweite (30) Komponente Verankerungsmittel (24, 34) zum Anbringen an die entsprechenden ersten und zweiten Wirbel umfasst.

6. Die künstliche Wirbelscheibe nach Anspruch 5, wobei das Verankerungsmittel (24, 34) eine porös beschichtete oder makrotexturierte Oberfläche umfasst, um Knocheneinwuchs zu erleichtern.

7. Eine künstliche Wirbelscheibe nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Komponenten im Allgemeinen ovalförmig sind, und die umrissenen Oberflächen sich ungefähr in der Mitte der Komponente befinden.

8. Eine künstliche Wirbelscheibe nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die erste und zweite Komponente derart konfiguriert sind, um so der künstlichen Wirbelscheibe zu ermöglichen, als eine Einheit in einem Prozess, bei dem eine übermäßige Distraction eliminiert ist, implantiert zu werden.

9. Die künstliche Wirbelscheibe nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei mindestens eine der Komponenten einen Basisabschnitt (40) und einen Lagerabschnitt umfasst, und wobei mindestens einer der Basisabschnitte einer Komponente ein Mittel für die Translation zwischen den Lagerabschnitten umfasst.

10. Die künstliche Wirbelscheibe nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei mindestens eine der Komponenten einen Basisabschnitt (40) und einen Lagerabschnitt umfasst, und wobei mindestens einer der Basisabschnitte aus einem Material gebildet ist, das unterschiedlich zu dem Material des Lagerabschnittes ist.

11. Eine künstliche Wirbelscheibe nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die erste (20) und zweite Komponente (30) derart konfiguriert sind, dass sie der künstlichen Wirbelscheibe ermöglichen, als eine Einheit implantiert zu werden in einem Prozess, bei dem Öffnungen im Knochen des benachbarten Wirbel erzeugt werden, wodurch die künstliche Wirbelscheibe (10, 10A) an die richtige Stelle geschoben werden kann, um so eine übermäßige Distraction zu verhindern.

Revendications

1. Disque intervertébral artificiel (10, 10A) pour une mise en place chirurgicale entre des première et seconde vertèbres adjacentes d'un rachis de patient, comprenant:

(a) un premier composant (20) pour la fixation à la première vertèbre, ledit premier composant (20) comportant une périphérie (21), un côté interne (26) et dans le centre du côté interne un évidement concave (28), la surface d'un con-

FIG. 1.

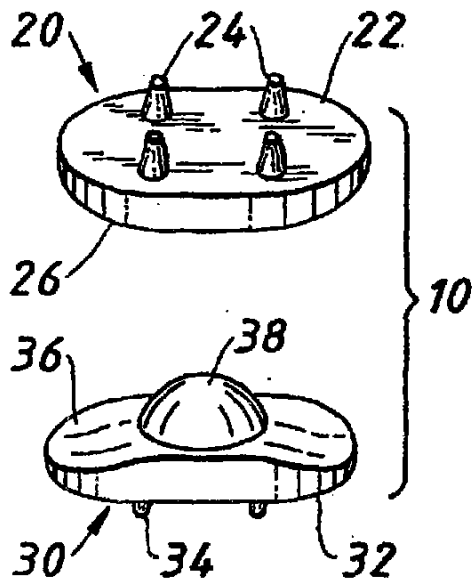


FIG. 2.

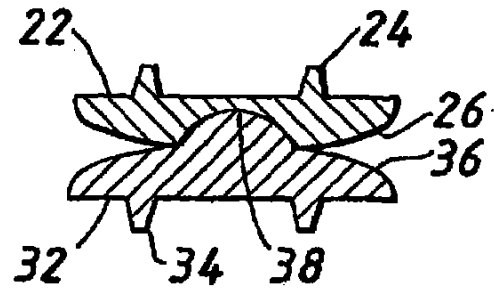


FIG. 3.

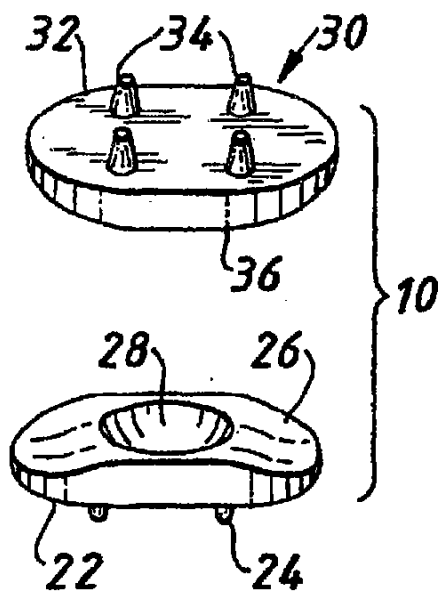


FIG. 4.

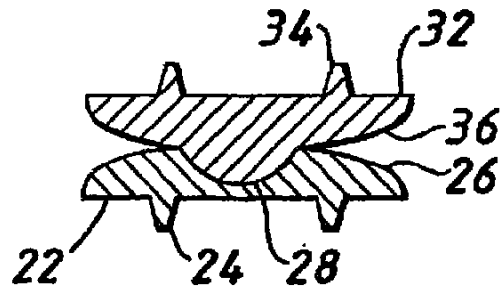


FIG.10.

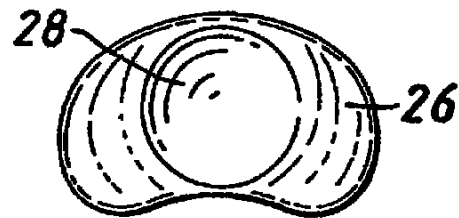


FIG.11.

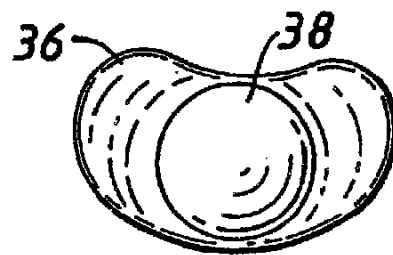


FIG.12.

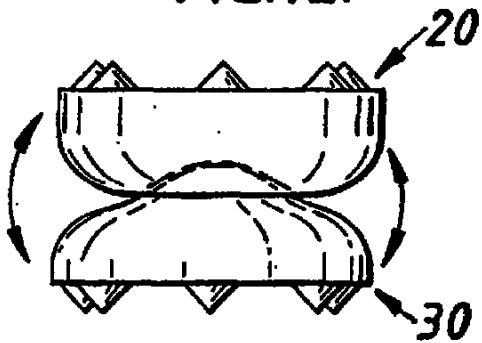
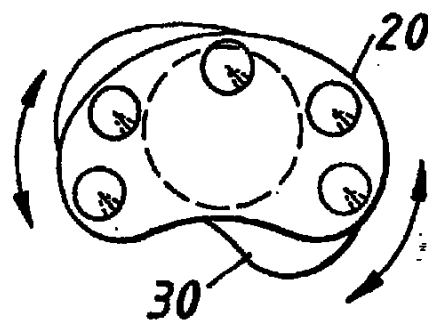


FIG.13.





Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



⑪ Veröffentlichungsnummer: **0 242 708 B1**

⑫

EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT

④ Veröffentlichungstag der Patentschrift: **19.11.92** ⑤ Int. Cl.⁵: **A61F 2/44**

① Anmeldenummer: **87105186.8**

② Anmeldetag: **08.04.87**

⑤4 **Pedikelschraube.**

③ Priorität: **25.04.86 DE 3614101**

④3 Veröffentlichungstag der Anmeldung:
28.10.87 Patentblatt 87/44

④5 Bekanntmachung des Hinweises auf die
Patenterteilung:
19.11.92 Patentblatt 92/47

⑤ Benannte Vertragsstaaten:
AT BE CH DE ES FR GB IT LI LU NL SE

⑤6 Entgegenhaltungen:
EP-A- 0 242 842
WO-A-80/01137
FR-A- 2 405 063
FR-A- 2 499 400
US-A- 4 611 582

**PROCEEDINGS OF THE ELEVENTH ANNUAL
NORTHEAST BIOENGINEERING CONFEREN-
CE, Worcester, Massachusetts, 14.-15. März
1985, Seiten 313-317, IEEE; M.H. Krag et al.:
"Vermont spinal fixator for posterior thora-
columbar or lumbosacral spine stabilization:
initial mechanical testing and implantation"**

⑦3 Patentinhaber: **HARMS, Jürgen, Prof. Dr.**
Am Rüppurrer Schloss 5
W-7500 Karlsruhe(DE)

Patentinhaber: **Biedermann, Lutz**
Am Schäfersteig 8
W-7730 VS-Villingen(DE)

⑦2 Erfinder: **HARMS, Jürgen, Prof. Dr.**
Am Rüppurrer Schloss 5
W-7500 Karlsruhe(DE)
Erfinder: **Biedermann, Lutz**
Am Schäfersteig 8
W-7730 VS-Villingen(DE)

⑦4 Vertreter: **Prüfer, Lutz H., Dipl.-Phys.**
Harthausen Strasse 25d
W-8000 München 90(DE)

EP 0 242 708 B1

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Pedikelschraube mit einem Gewindeschafteil und einem kopfseitig vorgesehenen Aufnahmeteil für eine Stange. Derartige Schrauben werden zur mono- oder multisegmentalen Stabilisierung der Wirbelsäule verwendet.

Eine derartige Pedikelschraube ist aus der DE-AS 26 49 042 bekannt. Die Schraube weist einen Gewindeteil und einen starr damit am kopfseitigen Ende vorgesehenen Aufnahmeteil auf. Es werden mehrere Paare solcher Schrauben jeweils in einem Abstand voneinander beidseitig von der Wirbelsäule in die Wirbelkörper eingeschraubt. Die jeweiligen Aufnahmeteile weisen Aufnahmeschlitz auf. Durch diese Aufnahmeschlitz der rechten bzw. linken Gruppe der Schrauben wird jeweils eine Gewindestange geführt. Mit Hilfe von Fixierungsschrauben wird die Stange dann am jeweiligen Aufnahmeteil fixiert. Ein Nachteil dieser Lösung besteht darin, daß es sehr schwierig ist, die Schrauben einerseits fest in die Wirbelkörper einzuschrauben und andererseits die Schrauben in zwei Ebenen gerade so zu stellen, daß die Achsen der Aufnahmeschlitz in den übereinander befindlichen Aufnahmeteilen so ausgerichtet sind, daß die Gewindestange ohne Verspannung der Schrauben durch die Aufnahmeschlitz hindurchführbar ist. Schon der Versuch erfordert sehr viel Zeit, was bei einer Operation an der Wirbelsäule ein großer Nachteil ist. Darüberhinaus läßt sich eine so genaue Ausrichtung fast nicht erreichen. Das Ergebnis ist, daß erhebliche Scherkräfte auf die Gewindestangen ausgeübt werden, was dazu führt, daß in der späteren Benutzung nach Abschluß der Operation die Stangen sogar abbrechen könnten bzw. nicht die volle Stabilisierung ermöglichen.

Aus der FR-A-2 499 400 ist eine Pedikelschraube bekannt, bei der das Gewindeschafteil und das Aufnahmeteil über eine aus zwei Segmenten bestehende Kugel schwenkbar verbunden werden. Diese Anordnung ist konstruktiv sehr voluminös und kann daher nur für eine externe Fixation von Röhrenknochen, nicht aber für die interne Stabilisierung von Wirbelsäulensegmenten eingesetzt werden.

Aufgabe der Erfindung ist es, eine Pedikelschraube der eingangs beschriebenen Art zu schaffen, die das Einsetzen erleichtert und gleichzeitig auch die Gefahren beim späteren Benutzen vermindert bzw. ausschließt.

Diese Aufgabe wird durch eine Pedikelschraube nach Anspruch 1 gelöst.

Durch diese Lösung wird erreicht, daß die Schraube zunächst ohne Rücksicht auf die Stellung des Aufnahmeteiles eingeschraubt werden kann und das Aufnahmeteil anschließend leicht in eine für die Aufnahme der Gewindestange erforderliche

Stellung bringbar ist. Dadurch wird die Operationszeit wesentlich verkürzt, und die auf die Gewindestange wirkenden Kräfte werden wesentlich verringert.

Weitere Merkmale und Zweckmäßigkeiten der Erfindung ergeben sich aus der Beschreibung von Ausführungsbeispielen anhand der Figuren. Von den Figuren zeigen:

- Fig. 1 eine erste Ausführungsform einer Pedikelschraube im Schnitt, in vergrößerter Darstellung;
- Fig. 2 einen Teil aus Fig. 1 in vergrößertem Maßstab;
- Fig. 3 eine Draufsicht auf den in Fig. 2 gezeigten Teil;
- Fig. 4 ein Teil aus Fig. 1 in geändertem Maßstab;
- Fig. 5 das in Fig. 4 gezeigte Teil in einer um 90° gedrehten Darstellung im Schnitt;
- Fig. 6 das in Fig. 4 gezeigte Teil von der Rückseite;
- Fig. 7 das in Fig. 5 gezeigte Teil von oben; und
- Fig. 8 einen Haltering aus der in Fig. 1 gezeigten Darstellung in vergrößertem Maßstab.

Die in den Figuren 1 bis 8 dargestellte Pedikelschraube 25 weist einen Gewindeschafteil 26 und ein Aufnahmeteil 27 auf.

Der Gewindeschafteil 26 umfaßt einen Gewindeteil 28 zum Einschrauben in die Wirbelkörper. Am kopfseitigen Ende des Gewindeteiles ist ein kugelsegmentförmiger Kopf 29 vorgesehen. Dieser weist auf seiner dem Gewindeteil abgewandten Seite eine sich senkrecht zur Achse des Gewindeteiles 28 erstreckende ebene Fläche 30 auf, die dadurch gebildet ist, daß ein Abschnitt der Kugel abgeschnitten ist. Der abgeschnittene Bereich entspricht in etwa einem halben Radius des Kugelkörpers.

Wie aus Figur 3 ersichtlich ist, ist coaxial zu dem Gewindeteil 28 eine Sechskantbohrung 31 vorgesehen. In diese kann mit einem Imbusschlüssel zum Einschrauben des Gewindeschafteiles 26 in den Wirbelkörper eingegriffen werden. Anstelle der Sechskantbohrung können natürlich auch andere Formen zum Eingreifen mittels eines Schraubendrehers vorgesehen sein.

Das Aufnahmeteil 27 umfaßt zwei Kopfhälften 32, 33 sowie einen diese zusammenhaltenden Haltering 34.

Jede Kopfhälfte weist auf ihrer der anderen Kopfhälfte zugewandten Innenseite einen kugelsegmentförmigen Abschnitt 35 auf. Der Innenradius der Kugel entspricht dem Außenradius des Kopfes 29. An den kugelsegmentförmigen Abschnitt schließt sich ein Halsabschnitt 36 an. Dieser hat die Form eines Segmentes eines Kegelschnittes und

ist von dem kugelsegmentförmigen Abschnitt ausgehend nach außen divergent ausgebildet. Die Achse des Halsabschnittes geht durch den Mittelpunkt des kugelsegmentförmigen Abschnittes 35. Auf der dem Halsabschnitt gegenüberliegenden Seite des kugelsegmentförmigen Abschnittes 35 erstreckt sich senkrecht zu der Symmetrieachse von Halsabschnitt und kugelsegmentförmigem Abschnitt ein Aufnahmeschlitz 37, an dessen der anderen Kopfhälfte abgewandten Außenseite eine Senkung 38 vorgesehen ist. Die Breite des Aufnahmeschlitzes ist so gewählt, daß eine aufzunehmende Gewindestange 39 lose durch diesen hindurchführbar ist, wie dies aus Figur 1 ersichtlich ist.

Im Bereich des Halsabschnittes 36 weist die Kopfhälfte eine sich senkrecht zur Symmetrieachse von Halsabschnitt und kugelsegmentförmigem Abschnitt erstreckende nutenförmige Ausnehmung 40 auf.

Die beiden Kopfhälften 32, 33 sind identisch ausgebildet. Ihre Abmessungen sind so gewählt, daß der Mittelpunkt 41 des kugelsegmentförmigen Abschnittes 35 jeweils einen Bruchteil eines Millimeters außerhalb der der jeweiligen zweiten Kopfhälfte gegenüberliegenden Trennebene 42 liegt, so daß bei Zusammenfügen der beiden Kopfhälften 32, 33 parallel zueinander um den Kopf ein Spalt 43 zwischen den beiden Hälften entsteht.

Der Haltering 34 weist eine innere Oberfläche 44 auf, die praktisch die Negativform der Außenfläche des Halsabschnittes 36 ist. Insbesondere weist die innere Oberfläche 44 einen in die nutenförmige Ausnehmung 40 hineinpassenden hervorstehenden Wulst 45 mit jeweils daran angrenzenden seitlichen Randbereichen 46, 47 auf. Der Innendurchmesser des Halterings 34, also insbesondere des Wulstes 45 und der Randbereiche 46, 47 ist so gewählt, daß der Ring 34 eine solche Spannung auf die beiden Kopfhälften 32, 33 ausübt, wenn diese in der in Figur 4 gezeigten Weise zunächst noch ohne eingesetzte Gewindestange 39 auf den Kopf 29 aufgesetzt sind, daß sie innerhalb eines durch die Konizität des Halsabschnittes 36 bestimmten Winkels frei um die Längsachse des Gewindeschafteiles 26 schwenkbar sind und für das Einsetzen der Gewindestange 39 ausreichend fest mit dem Kopf und somit mit dem Gewindeschafteile 26 so verbunden sind, daß die beiden Kopfhälften in dem von dem Ring umfaßten Bereich weiter zusammen sind als in dem gegenüberliegenden, den Aufnahmeschlitz aufweisenden Bereich.

Wie sich insbesondere aus den Figuren 1 und 6 ergibt, ist die Tiefe des Aufnahmeschlitzes 37 so gewählt, daß dieser in dem in Figur 1 gezeigten zusammengesetzten Zustand in einem Abstand über der Fläche 30 endet, damit die freie Beweglichkeit des Aufnahmeteiles 27 um die Längsachse des Gewindeschafteiles 26 nicht eingeschränkt

wird.

Zum Einsetzen der Pedikelschraube wird zunächst die Pedikelschraube in die jeweiligen Wirbelkörper dadurch eingeschraubt, daß mit einem Schlüssel durch die Aufnahmeschlitz hindurch in die Sechskantöffnung zum Schrauben eingegriffen wird. Nach dem Einschrauben werden die Aufnahmeteile 27 mit den beiden durch den Haltering 34 zusammengehaltenen Kopfhälften 32, 33 so in ihrer Richtung ausgerichtet, daß die Gewindestangen 39 ohne Einwirkung von Scherkräften in die Aufnahmeschlitz 37 einsetzbar sind. Die Gewindestangen werden dann jeweils mit in den Senkungen 38 sitzenden Fixierschrauben 48, 49 fixiert. Die Fixierschrauben können dabei je nach Wunsch entweder so fest angezogen werden, daß das Aufnahmeteile 27 sich nicht mehr um den Kopf 29 herum verschwenken läßt und somit eine im wesentlichen starre Verbindung zwischen Aufnahmeteile 27 und Gewindeschafteile 26 entsteht, oder die Schrauben werden nur so weit angezogen, daß noch eine gewünschte gedämpfte Bewegung zwischen den beiden Teilen möglich ist.

Bei der in Figur 1 gezeigten Ausführungsform ist der Haltering 34 auf seiner dem Gewindeteil 28 zugewandten Seite um einen Radius abgerundet, dessen Mittelpunkt auf der dem Gewindeteil 28 entgegengesetzten Seite liegt. Durch diese Abrundung wird erreicht, daß die dem jeweiligen Wirbelkörper zugewandten Flächen keinerlei Verletzungen hervorrufen können.

Bei einer Ausführungsform sind die Oberflächen der Ausnehmungen und/oder des kugelsegmentförmigen Kopfes 29 poliert oder mit einem Gleitmittel wie Teflon beschichtet, so daß auch bei relativ festem Anschrauben eine geringe gedämpfte Bewegung des Aufnahmeteiles möglich ist. Nach einer anderen Ausführungsform können die Oberflächen rauh ausgebildet sein, so daß sich die Kugel im eingesetzten Zustand mit festangezogener Mutter quasi festfrißt und eine im wesentlichen starre Verbindung zwischen dem Aufnahmeteile und dem Gewindeschafteile entsteht.

Mit der oben beschriebenen Pedikelschraube wird eine um die Symmetrieachse unbegrenzte freie Bewegung und in horizontaler und vertikaler Richtung eine voreinstellbare Bewegung, die vorzugsweise bei einem Winkel von 10 bis 30° liegt, erreicht. Zusätzlich wird erreicht, daß die Baulänge der Pedikelschraube besonders kurz gehalten werden kann.

Patentansprüche

1. Pedikelschraube (25) zur Stabilisierung von Wirbelsäulensegmenten mit einem Gewindeschafteile (26) und einem kopfseitig vorgesehene und mit dem Gewindeschafteile (26) gelen-

kig verbundenen Aufnahmeteil (27) für eine Stange (39), wobei das Gewindeschafftteil (26) und das Aufnahmeteil (27) über ein Kugelgelenk miteinander verbunden sind, dadurch gekennzeichnet, daß das Aufnahmeteil (27) aus zwei jeweils einen innenliegenden kugelsegmentförmigen Abschnitt (35) aufweisenden Kopfhälften (32, 33) besteht und daß das Gewindeschafftteil (26) an seinem dem Gewindeteil (28) abgewandten Ende als kugelsegmentförmiger Kopf (29) ausgebildet ist, auf dem die Kopfhälften (32, 33) mit ihren innenliegenden kugelsegmentförmigen Abschnitten (35) aufliegen.

2. Pedikelschraube nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Mittelpunkte (41) der Abschnitte (35) so gelegt sind, daß zwischen den Kopfhälften (32, 33) ein Spalt (43) entsteht, wenn diese am Kopf (29) anliegen.

3. Pedikelschraube nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Kopf (29) eine durch das Aufnahmeteil (27) hindurch zugängliche Einrichtung (31) zum Ineingriffbringen mit einem Schraubendreher aufweist.

4. Pedikelschraube nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die beiden Kopfhälften (32, 33) an ihrem unteren Ende durch einen Ring (34) zusammengehalten werden.

5. Pedikelschraube nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Kopfhälften (32, 33) an ihrem dem Gewindeschafftteil (26) zugewandten Rand eine nutenförmige Vertiefung aufweisen und der Ring (35) auf seiner Innenseite einen in diese Vertiefung eingreifen den Wulst (45) aufweist.

6. Pedikelschraube nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Stange (39) als Gewindestange ausgebildet ist, welche wenigstens eine Mutter (48, 49) zum Verbinden der Stange mit dem Aufnahmeteil (27) aufweist.

Claims

1. A pedicle screw (25) for stabilizing vertebral column segments, with a threaded shaft portion (26) and a holding portion (27) for a bar (39), provided on the side of the head and articulated to the threaded shaft portion (26), wherein the threaded shaft portion (26) and the holding portion (27) are interconnected by a

ball joint, characterized in that the holding portion (27) consists of two head halves (32, 33) respectively having one internal spherical segment section (35), and that at its end remote from the threaded portion (28), the threaded shaft portion (26) is formed as a spherical segment head (29) whereon the head halves (32, 33) bear with their internal spherical segment sections (35).

2. A pedicle screw according to claim 1, characterized in that the centres (41) of the sections (35) are disposed in such a way that a gap (43) is formed between the head halves (32, 33) when the latter bear on the head (29).

3. A pedicle screw according to claim 1, characterized in that the head (29) has a device (31) accessible through the holding portion (27) for producing the engagement by means of a screw driver.

4. A pedicle screw according to claim 1, characterized in that the two head halves (32, 33) are held together at their bottom end by a ring (34).

5. A pedicle screw according to claim 4, characterized in that at their edge facing the threaded shaft portion (26), the head halves (32, 33) have a groove-shaped recess, and that the ring (34) has on its inner side a bulge (45) engaging in this recess.

6. A pedicle screw according to claim 1, characterized in that the bar (39) is designed as a threaded bar having at least one nut (48, 49) for connecting the bar to the holding portion (27).

Revendications

1. Vis pédiculaire (25) destinée à la stabilisation de segments de colonne vertébrale avec un élément de tige filetée (26) et un élément de logement (27) prévu côté tête, et qui est relié de façon articulée à l'élément de tige filetée (26) pour recevoir une tige (39), l'élément de tige filetée (26) étant relié à l'élément de logement (27) par une articulation sphérique,

caractérisée en ce que l'élément de logement (27) est constitué de deux moitiés de tête (32, 33) comportant chacune une surface intérieure (35) ayant la forme d'un segment sphérique, et en ce que l'extrémité opposée à la partie filetée (28) de l'élément de tige filetée

(26) est réalisée sous forme d'une tête (29) ayant la forme d'un segment sphérique, sur laquelle s'appuient les surfaces intérieure (35) des deux moitiés de tête (32, 33) ayant la forme de segments sphériques.

5

2. Vis pédiculaire selon la revendication 1, caractérisée en ce que les centres (41) des surfaces (35) sont positionnés de sorte qu'il subsiste une fente (43) entre les deux moitiés de tête (32, 33) lorsque celles-ci adhèrent à la tête (29). 10
3. Vis pédiculaire selon la revendication 1, caractérisée en ce que la tête (29) comporte un dispositif (31) accessible par l'élément de logement (27) pour une intervention au moyen d'un tournevis. 15
4. Vis pédiculaire selon la revendication 1, caractérisée en ce que les deux moitiés de tête (32, 33) sont maintenues ensemble par une bague (34) en leurs parties inférieures. 20
5. Vis pédiculaire selon la revendication 4, caractérisée en ce que le bord des deux moitiés de tête (32, 33) comporte un creux sous forme d'encoche du côté de l'élément de tige filetée (26) et en ce que la partie intérieure de la bague (35) comporte un bourrelet (45) s'insérant dans ce creux. 25 30
6. Vis pédiculaire selon la revendication 1, caractérisée en ce que la tige (39) est réalisée sous forme d'une tige filetée comportant au moins un écrou (48, 49) pour relier la tige à l'élément de logement (27). 35

40

45

50

55

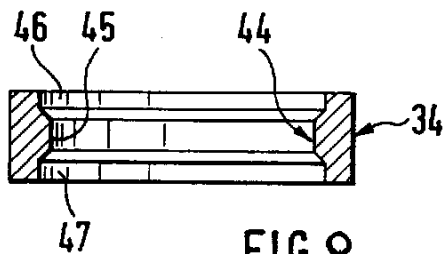


FIG. 8

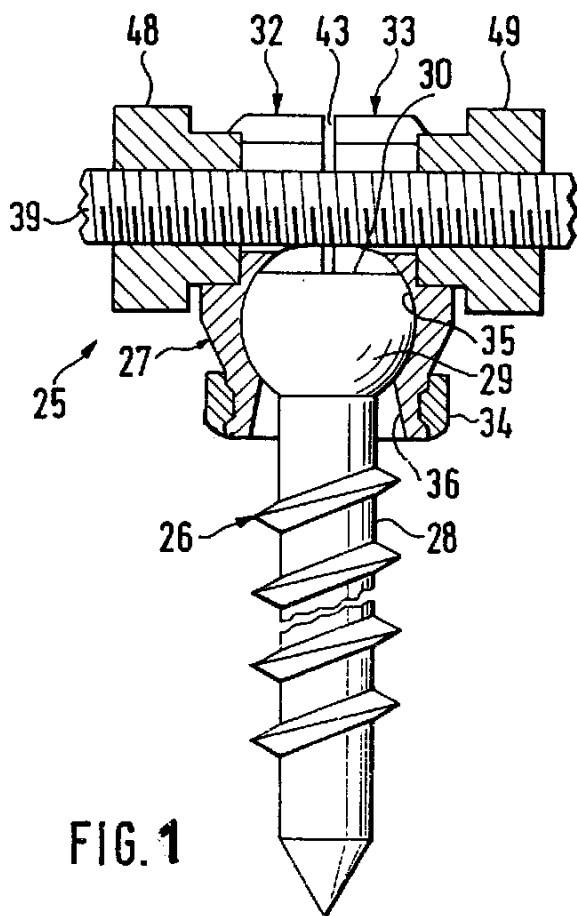


FIG. 1

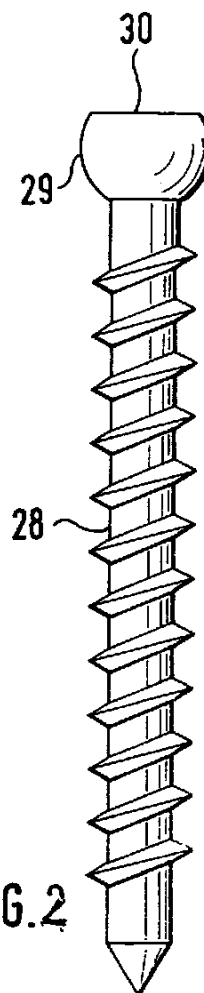


FIG. 2

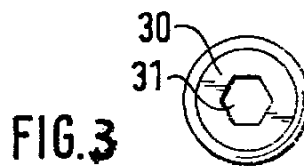


FIG. 3

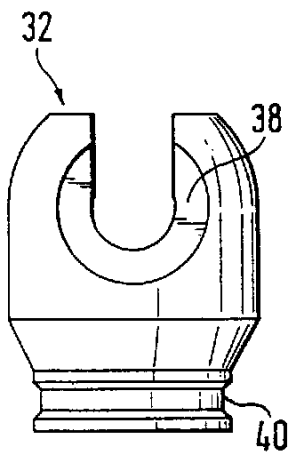


FIG. 4

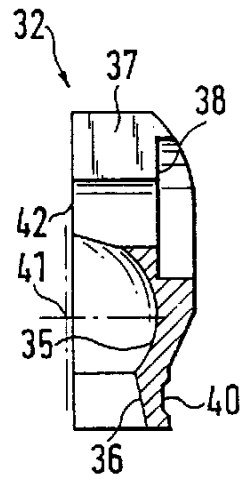


FIG. 5

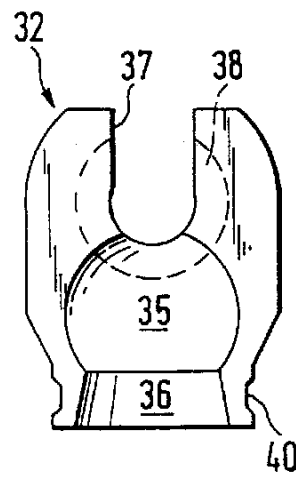


FIG. 6

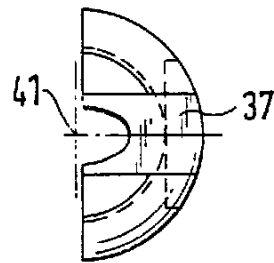


FIG. 7

(19)



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11) Numéro de publication: **0 443 892 B1**

(12)

FASCICULE DE BREVET EUROPEEN

(45) Date de publication de fascicule du brevet: **26.04.95** (51) Int. Cl.⁶: **A61B 17/58**

(21) Numéro de dépôt: **91400203.5**

(22) Date de dépôt: **29.01.91**

(54) **Implant pour dispositif d'ostéosynthèse en particulier du rachis.**

(30) Priorité: **19.02.90 FR 9001972**

(43) Date de publication de la demande:
28.08.91 Bulletin 91/35

(45) Mention de la délivrance du brevet:
26.04.95 Bulletin 95/17

(84) Etats contractants désignés:
BE CH DE ES GB IT LI LU NL SE

(56) Documents cités:
EP-A- 0 348 272
FR-A- 2 559 378
FR-A- 2 624 720

(73) Titulaire: **SOCIETE DE FABRICATION DE MA-
TERIEL ORTHOPEDIQUE SOFAMOR**
5, rue Descamps
F-75016 Paris (FR)

(72) Inventeur: **Cotrel, Yves**
110 Avenue Félix Faure
F-75015 Paris (FR)

(74) Mandataire: **Martin, Jean-Paul et al**
c/o CABINET LAVOIX
2, Place d'Estienne d'Orves
F-75441 Paris Cedex 09 (FR)

EP 0 443 892 B1

Il est rappelé que: Dans un délai de neuf mois à compter de la date de publication de la mention de la délivrance du brevet européen, toute personne peut faire opposition au brevet européen délivré, auprès de l'Office européen des brevets. L'opposition doit être formée par écrit et motivée. Elle n'est réputée formée qu'après paiement de la taxe d'opposition (art. 99(1) Convention sur le brevet européen).

Description

La présente invention a pour objet un implant pour dispositif d'ostéosynthèse, en particulier du rachis, du type comprenant une partie destinée à l'ancrage osseux et un corps de fixation sur une tige, dans lequel le corps présente un canal débouchant sur une partie postérieure du corps, délimitant deux branches latérales et ouvert de part et d'autre du corps pour pouvoir recevoir la tige; cet implant comprend également un bouchon fileté adapté pour pouvoir être vissé dans un taraudage formé dans les parois intérieures des deux branches latérales afin de bloquer la tige en translation et en rotation.

Un tel implant est décrit dans la demande de brevet français 88 08 538 (FR-A-2 633 177) déposée le 24 juin 1988 par la Demanderesse. Ce dispositif, qui permet la fixation d'une tige moletée à une vertèbre, présente certains inconvénients :

- d'une part on constate une certaine difficulté pour déplacer la tige après mise en place du bouchon fileté de fixation.
- d'autre part les branches du corps en U peuvent subir un certain écartement lors du serrage du bouchon sur la tige.

L'invention a donc pour but de remédier à ces inconvénients.

Suivant l'invention, l'implant comprend une plaquette de liaison entre le bouchon et la tige, munie de moyens de fixation aux branches du corps.

Ainsi lors du serrage du bouchon, la plaquette s'applique sur la tige et l'immobilise complètement dans le corps de l'implant, en même temps que les moyens de fixation de la plaquette aux branches du corps s'opposent à tout écartement desdites branches.

Suivant un mode de réalisation de l'invention, les moyens de fixation de la plaquette aux branches sont formés par une bague entourant lesdites branches et solidaire des extrémités de la plaquette, qui s'étend d'une extrémité à l'autre du canal du corps, les branches du corps pouvant être introduites dans des passages réservés entre la bague et les bords de la plaquette.

La plaquette et la bague peuvent être venues de matière, la bague enserrant les deux branches et s'opposant à leur écartement lors du vissage du bouchon fileté.

L'invention sera maintenant décrite en référence aux dessins annexés qui en illustrent une forme de réalisation à titre d'exemple non limitatif.

La figure 1 est une vue en perspective éclatée d'une forme de réalisation de l'implant selon l'invention.

La figure 2 est une vue en élévation de l'implant de la Fig. 1 équipé de la tige correspondante bloquée dans le canal du corps par la pastille et le

bouchon.

La figure 3 est une vue en perspective de l'implant de la Fig. 2 et d'un tronçon de la tige correspondante.

L'implant 1 représenté aux dessins est destiné à un dispositif d'ostéosynthèse non représenté, en particulier du rachis. Il comprend une partie 2, destinée à l'ancrage osseux, ici constituée par une tige fileté, qui peut être remplacée par un crochet comme dans l'implant décrit dans précitée FR-A-2 633 177.

L'implant comprend également un corps 3 de fixation sur une tige 4 à aspérités, par exemple une tige moletée ou à pointes de diamant. Le corps 3 présente un canal 5 débouchant sur une partie postérieure du corps, délimitant deux branches latérales 6 et ouvert de part et d'autre du corps pour pouvoir recevoir la tige 4. Le corps 3 a ainsi une section en U dans un plan transversal au canal 5.

L'implant est également équipé d'un bouchon 10 pourvu d'un filetage 7 et dans lequel est usiné un évidement 8 convenablement profilé pour recevoir un outil correspondant de vissage du bouchon 10 dans des taraudages 9 des parois intérieures des branches 6. L'implant 1 comprend une plaquette 11 de liaison entre le bouchon 6 et la tige 4, s'étendant d'une extrémité à l'autre du canal 5 et dont la largeur est légèrement inférieure à la largeur 1 de l'entrée du canal 5. Les extrémités de la plaquette 11 sont solidaires d'une bague 12, de préférence cylindrique, qui entoure les deux branches 6 lorsqu'elle est mise en place sur le corps 3, par insertion des branches 6 dans les passages 13 réservés entre la paroi intérieure de la bague 12 et les bords longitudinaux de la plaquette 11.

La plaquette 11 et la bague 12 peuvent être rapportées l'une à l'autre, ou de préférence venues de matière en formant une pièce monobloc. La plaquette 11 relie deux portions diamétralement opposées du bord de la bague cylindrique 12 tournée vers les fond du canal 5.

La mise en place des divers éléments constitutifs de cet implant et le blocage de la tige 4 s'effectuent de manière très simple : on introduit d'abord la tige 4 dans le canal 5, puis on enfile la bague 12 autour des extrémités des branches 6 jusqu'à ce que la plaquette ou pastille 11 vienne en appui sur la tige 4, les branches 6 s'intercalant entre la bague 12 et les bords longitudinaux de la plaquette 11. Enfin on introduit le bouchon 10 entre les extrémités des branches 6, et on le visse dans les taraudages 9 jusqu'à ce que sa face plane opposée à la cavité 8 vienne se bloquer sur la plaquette 11. Cette dernière est ainsi appliquée fermement sur la surface à aspérités de la tige 4, laquelle est bloquée en translation et en rotation.

Il n'est plus nécessaire avec un tel dispositif de ménager des moyens d'accrochage sur la face du

bouchon 10 orientée vers la tige 4, contrairement à ce qui est prévu dans le brevet français 2 633 177. Par ailleurs il est possible de déplacer légèrement la tige pour lui faire trouver sa position définitive après mise en place de la plaquette 11 et de la bague 12, et avant serrage du bouchon 10. Enfin la hauteur de la bague 12 peut varier.

Revendications

1. Implant (1) pour dispositif d'ostéosynthèse, en particulier du rachis, comprenant une partie (2) destinée à l'ancrage osseux et un corps (3) de fixation sur une tige (4), dans lequel le corps présente un canal (5) débouchant sur une partie postérieure du corps, délimitant deux branches latérales (6) et ouvert de part et d'autre du corps pour pouvoir recevoir la tige, cet implant comprenant également un bouchon fileté (10) adapté pour pouvoir être vissé dans des taraudages (9) formés sur les parois intérieures des deux branches latérales (6) afin de bloquer la tige (4) en translation et en rotation, caractérisé en ce qu'il comprend une plaquette (11) de liaison entre le bouchon (10) et la tige (4), munie de moyens (12) de fixation aux branches du corps.
2. Implant selon la revendication 1, caractérisé en ce que les moyens de fixation de la plaquette (11) aux branches (6) sont formés par une bague (12) entourant lesdites branches et solidaire des extrémités de la plaquette, qui s'étend d'une extrémité à l'autre du canal (5) du corps (3), les branches du corps pouvant être introduites dans des passages (13) réservés entre la bague (12) et les bords de la plaquette (11).
3. Implant selon la revendication 2, caractérisé en ce que la face du bouchon (10) en appui sur la plaquette (11) est plane.

Claims

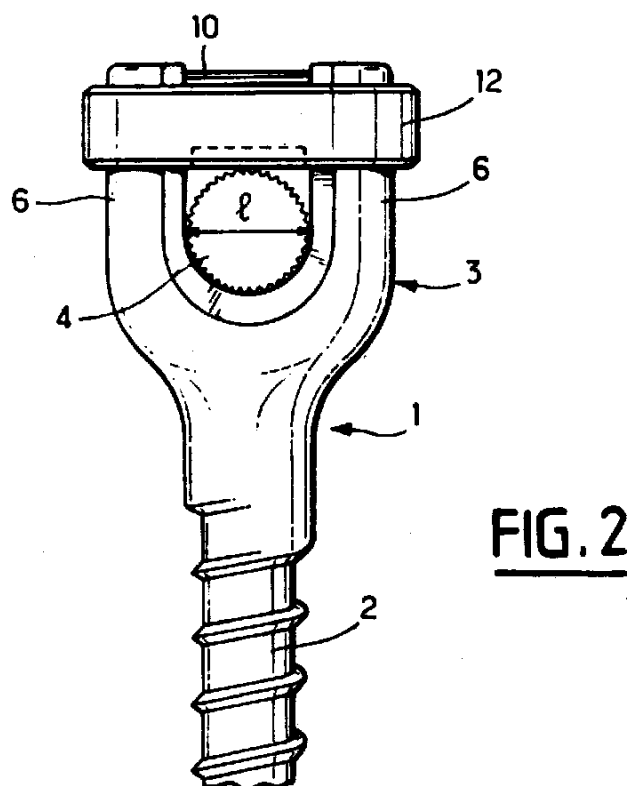
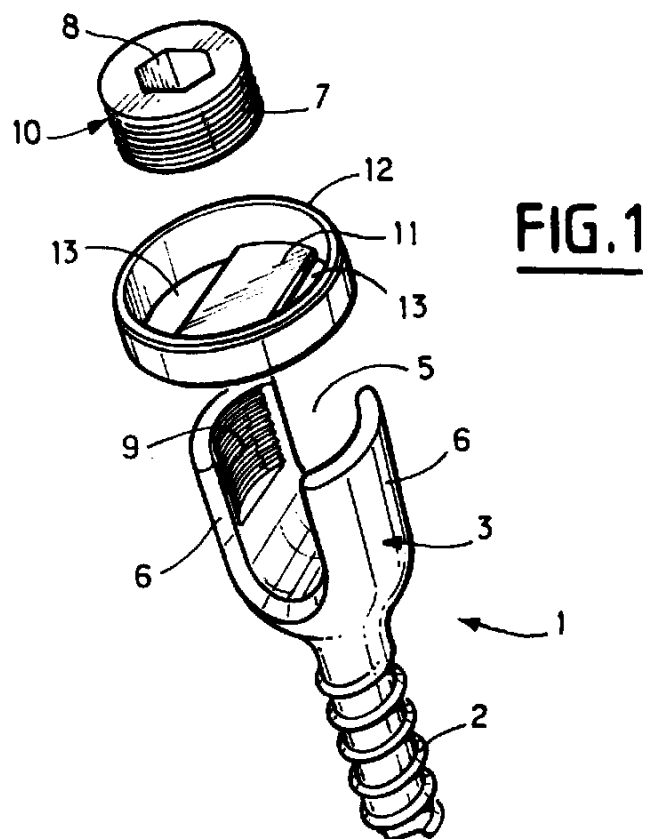
1. Implant (1) for an osteosynthesis device, particularly for the spine, comprising a post (2) intended for anchoring in the bone and a member (3) for attachment to a rod (4), in which the member has a channel (5) opening onto a rear part of the member, defining two lateral branches (6) and open on both sides of said member so as to be able to receive the rod, this implant also having a threaded plug (10) adapted to be screwed into screw threads (9) formed on the inner walls of the two lateral branches (6) in order to secure the rod (4) against translational and rotational movement,

characterized in that it comprises a small connecting plate (11) between the plug (10) and the rod (4), provided with means (12) for attachment to the branches of the member.

2. Implant according to claim 1, characterized in that the means for attaching the plate (11) to the branches (6) consist of a ring (12) encircling said branches and integrally fixed to the ends of the plate, which extends from one end of the channel (5) in the member (3) to the other, the branches of the member being insertable into passages (13) kept free between the ring (12) and the edges of the plate (11).
3. Implant according to claim 2, characterized in that the surface of the plug (10) abutting on the plate (11) is planar.

Patentansprüche

1. Implantat (1) für eine Osteosyntheseeinrichtung, insbesondere für die Wirbelsäule, mit einem zur Verankerung im Knochen bestimmten Teil (2) und einem Körper (3) zur Befestigung an einer Stange (4), bei dem der Körper einen sich in einem hinteren Teil des Körpers öffnenden Kanal (5) aufweist, der zwei seitliche Arme (6) begrenzt und beiderseits des Körpers offen ist, um die Stange aufnehmen zu können, wobei dieses Implantat außerdem einen Gewindestopfen (10) aufweist, der in an den Innenwänden der beiden Arme (6) ausgebildete Gewinde (9) einschraubbar ist, um die Stange (4) gegen Translation und Rotation zu sichern, dadurch **gekennzeichnet**, daß es ein Verbindungsplättchen (11) zwischen dem Stopfen (10) und der Stange (4) aufweist, das mit Mitteln (12) zur Befestigung an den Armen des Körpers versehen ist.
2. Implantat nach Anspruch 1, dadurch **gekennzeichnet**, daß die Mittel zur Befestigung des Plättchens (11) an den Armen (6) durch einen Ring (12) gebildet werden, der die genannten Arme umgibt und mit den Enden des Plättchens verbunden ist, das sich von einem Ende des Kanals (5) des Körpers (3) zum anderen erstreckt, wobei die Arme des Körpers in Durchbrüche (13) eingesteckt werden können, die zwischen dem Ring (12) und den Rändern des Plättchens (11) ausgespart sind.
3. Implantat nach Anspruch 2, dadurch **gekennzeichnet**, daß die an dem Plättchen (11) anliegende Fläche des Stopfens (10) eben ist.



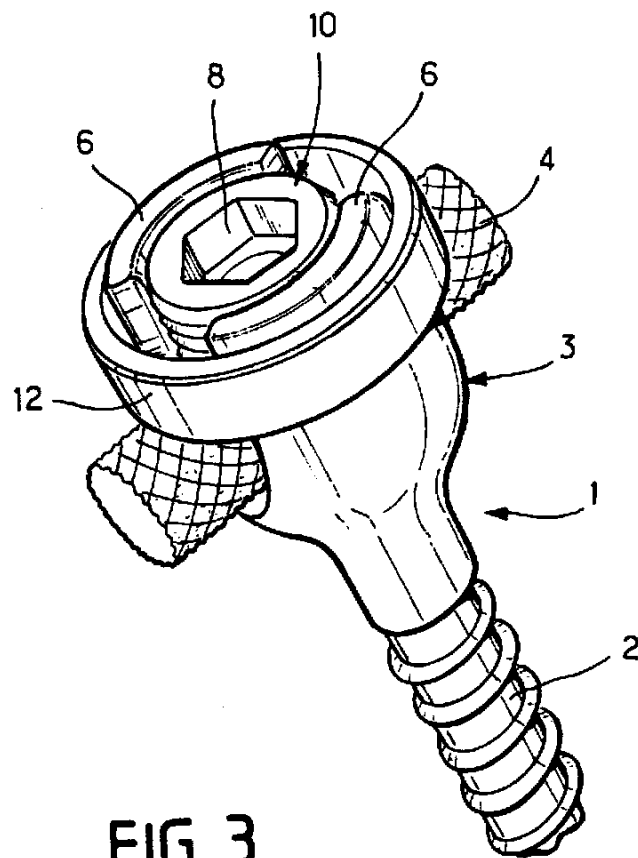


FIG. 3

(19)



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11)

EP 0 578 320 B1

(12)

EUROPEAN PATENT SPECIFICATION

(45) Date of publication and mention
of the grant of the patent:
26.09.2001 Bulletin 2001/39

(51) Int Cl.7: **A61B 17/58, A61B 17/70**

(21) Application number: **93201960.7**

(22) Date of filing: **05.07.1993**

(54) **Spinal rod coupler**

Verbindungselement für Wirbelsäulenstangen

Dispositif de liaison de tiges vertébrales

(84) Designated Contracting States:
DE FR GB IT

(30) Priority: **06.07.1992 US 909509**

(43) Date of publication of application:
12.01.1994 Bulletin 1994/02

(73) Proprietor: **BRISTOL-MYERS SQUIBB COMPANY**
New York, N.Y. 10154-0037 (US)

(72) Inventors:
• **Allard, Randall N.**
Plymouth, IN 46563 (US)

• **Korotko, Joseph R.**
Fort Wayne, IN 46825 (US)

(74) Representative: **Colmer, Stephen Gary et al**
Mathys & Squire
100 Gray's Inn Road
London WC1X 8AL (GB)

(56) References cited:
EP-A- 0 441 729 WO-A-90/11055
FR-A- 2 640 493 FR-A- 2 665 353
GB-A- 2 178 323 US-A- 4 620 533
US-A- 4 770 659

Note: Within nine months from the publication of the mention of the grant of the European patent, any person may give notice to the European Patent Office of opposition to the European patent granted. Notice of opposition shall be filed in a written reasoned statement. It shall not be deemed to have been filed until the opposition fee has been paid. (Art. 99(1) European Patent Convention).

EP 0 578 320 B1

Description**FIELD OF THE INVENTION**

[0001] This invention relates to couplers for spinal rods and has specific relevance to a coupler having a body and a yoke for clamping connection to a spinal rod wherein the coupler body and yoke may be less than non-perpendicular with the spinal rod.

BACKGROUND OF THE INVENTION

[0002] Heretofore, couplers for connecting devices such as an open back hook or screw require the device to be substantially perpendicular to the supporting spinal rod. Such a requirement calls for the surgeon to position a spinal rod in an exact position for proper connection. EP-A-0 441 729 relates to a pedicle screw connector which allows some angular movement of the spinal rod although only in and out of the plane of the back of the patient, not in that plane. If the coupler is part of a rod to rod coupler, the spinal rods must be parallel to one another at their connection. This requirement for such an exacting rod position may lead to additional surgery time and may add further complications to an already complex and lengthy procedure to correct a spinal problem.

SUMMARY OF THE INVENTION

[0003] The coupler of this invention eliminates the problems discussed above by providing a two-piece coupler for a spinal rod including a yoke and a coupler body which may be positioned to clamp onto the spinal rod at an angle other than perpendicular relative to the rod. The yoke and body permit the spinal rod to be positioned plus or minus 15 degrees out of true perpendicular relative to the rod without sacrificing clamping strength. This advantage is particularly useful when the couplers are connected to a rod to rod interconnecting device to permit the rods to be less than parallel relative to one another. The accommodation of less than parallel rods or the non-perpendicular connection of the device to the spinal rods reduces the non-functional exact positioning of the spinal rods during surgery as is required by current couplers.

[0004] Accordingly, it is an object of the invention to provide for a novel coupler for a spinal rod.

[0005] Another object of the invention is to provide for a coupler for a spinal rod which accommodates a non-perpendicular connection between the rod and coupler.

[0006] Another object of the invention is to provide for a two-piece coupler for a spinal rod having a yoke and a body which may be positioned with the center axes out of alignment.

[0007] Still other objects of the invention will become apparent upon a reading of the following description taken with the accompanying drawings.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

[0008] Fig. 1 is a perspective view of the coupler of the invention shown in use in association with a rod to rod coupler.

[0009] Fig. 2 is an exploded view of Fig. 1.

[0010] Fig. 3 is an exploded view of the coupler in association with a spinal rod and a spinal hook.

[0011] Fig. 4 is a plan view of Fig. 1 illustrating in broken lines the range of motion of spinal rods relative to the coupler.

[0012] Fig. 5 is a plan view with the spinal rod sectioned illustrating the yoke positioned on the rod prior to the body being clamped onto the rod.

[0013] Fig. 6 is the view of Fig. 5 sectioned with the coupler body pressed onto the yoke and the yoke in clamping engagement with the rod.

[0014] Fig. 7 is a plan view of the yoke.

DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENTS

[0015] The preferred embodiments herein described are not intended to be exhaustive or to limit the invention to the precise forms disclosed. Rather, they are chosen and described to best explain the invention so that others skilled in the art might utilize their teachings.

[0016] Referring now to Figs. 1, 2, and 4-6, the coupler of the invention is illustrated in conjunction with a telescopic rod to rod coupler 10. It should be understood that the invention described here is the coupler which includes a yoke and body. The body may be connected or formed to include a number of useful devices for spinal surgery such as a screw, a hook, a threaded screw shaft, or as illustrated in Figs. 1, 2, and 4-6, a rod to rod coupler.

[0017] Coupler 10 of the invention, as illustrated in Figs. 1, 2, and 4-6, includes a generally inverted U-shaped yoke 12 and a body 14. The U-shaped yoke 12 defines an upper wall 16 having a pair of integral legs 18 extending downwardly therefrom. The upper wall 16 includes an external bevelled edge 20. The distal end of each leg 18 includes a lip 22 extending outwardly and generally perpendicular from the lower edges thereof. As best illustrated in Fig. 7, the internal opening 24 of the yoke includes a generally arcuate portion 26 bordered on two sides by flat portions 28. As illustrated in Fig. 7, the aperture 30 formed between flat portions 28 is slightly narrower than the aperture formed by arcuate portion 26. Body 14 is generally C-shaped and includes an opening 32 for accommodating yoke 12. A centered and beveled recess 34 is formed in body 14 in communication with opening 32. Recess 34 forms a slight lip 36 on each end of the opening. Lips 36 constitute an abutment to prevent the yoke from shifting out of the opening in a direction parallel to the axis of the opening. A pair of slots 38 are formed in body 14 in communication with opening 32 near the open end of C-shaped

body 14 as illustrated in the figures. Bodies 14 of the rod to rod coupler of Figs. 1, 2, and 4-6 includes mutually cooperating rod portions 40 which telescopically engage one another to adjust the spacing between coupler bodies 14. A clamp 42 is provided on one rod portion 40 to fix the rod portions 40 relative to one another.

[0018] In use, to secure two space spinal rod 44 to one another using the coupler of the invention, the surgeon would first place a yoke 12 onto each rod by snapping the yoke over the rod or by partially assembling the yoke and coupler then snapping the assembly on to the rod. The reduced opening between the flat portions 28 causes an interference between the rod and yoke. It should be understood that the diameter of the spinal rod is equal to or slightly larger than the diameter of the arcuate section 26 and aperture 30 of the yoke. Therefore, to snap the yoke onto the spinal rod, legs 18 yield slightly under force of the spinal rod to seat the rod within the arcuate section of the yoke. Once the yoke is seated, the surgeon places the C-shaped body on top of the yoke and using a compressing tool forces the body over the yoke until lips 22 of the yoke seat within slots 38 of the body. (See Figs. 5 and 6). This orientation compresses legs 18 about the spinal rod to secure the rod, yoke and body together in fixed relationship. During assembly, after the yoke is placed onto the spinal rod, the axis 46 of the yoke opening is substantially parallel to the spinal rod with only a limited amount of axial movement. However, the yoke may be positioned in clamping engagement about the spinal rod such that the axis of body opening 32, as defined by line 48 in Fig. 2, and the axis of yoke opening 24, as defined by line 46 in Fig. 2, are at a relative angle or otherwise non-parallel. The resulting connection between the spinal rod and the body 14 of the coupler is non-perpendicular. Figure 4 illustrates the range of variance able to be achieved with the coupler of the invention. It should be understood that the yoke axis is parallel to the longitudinal axis of the rod; therefore the resultant angle between the rod and body 14 reflects the relative angle between the yoke and body. Contact between the spinal rod 44 and the edges of the C-shaped body about opening 32 define the angular extremes at which the spinal rod may be positioned. It should be explicitly understood that the range of angles or extreme positions possible using the invention as illustrated in Fig. 4 is only possible prior to the body 14 being compressed onto the yoke 14. Once the spinal rod, yoke, and body are compressed into the assembly of Fig. 6, the assembly is rigidly fixed to one another and does not permit movement.

[0019] The embodiment of Fig. 3 is provided as an illustrative example of the coupler mechanism of the invention used in conjunction with a spinal hook. In the illustration of Fig. 3, the spinal rod 44 and yoke 12 are identical in form and function to elements described above. The body 14' is operatively identical to body 14 previously described so far as the interworkings with the yoke and spinal rod are concerned. The difference be-

tween bodies 14 and 14' is that body 14' includes a hook 50 extending from the body as opposed to the rod portion 40 described earlier. In the embodiment of Fig. 3 the hook 50 would be for connection of a spinal rod to a vertebra of the patient.

[0020] The examples of possible use of the coupler mechanism of the invention should not be considered a limitation but are provided merely to more fully illustrate the usefulness of the invention. The coupler mechanism of the invention may find application in any number of situations not illustrated here such as, for example, in conjunction with a spinal screw.

[0021] Finally, it should be understood that the invention should not be limited to the details above but may be amended within the scope of the appended claims.

Claims

1. A coupler (10) for connection to a spinal rod (44), said coupler (10) comprising a yoke means (12) including an opening (24) for accommodating the spinal rod (44), the opening (24) of the yoke means (12) defining an axis, a body means (14) including an opening (32) for accommodating the yoke means (12) in compressing engagement with the spinal rod (44), the opening (32) of the body (14) defining an axis **characterised in that** the body means (14) allows the yoke means (12) to be accommodated such that the axis of the opening (24) of the yoke means (12) may be non-parallel to the axis of the opening (32) of the body means (14) and in that said yoke means (12) includes a generally U-shaped body having a pair of integral legs (18), each of the legs including a lip (22) extending outwardly therefrom generally transverse to the legs (18), the body means (14) being generally C-shaped and including a pair of slots (38) in communication with the opening (32) of said body means (14), each slot (38) accommodating a lip (22) of the yoke means (12) in an interference fit to retain the yoke means (12) within the opening (32) of the body means (14).
2. The coupler (10) of Claim 1 wherein the body means (14) further includes at least one lip (36) extending over the opening of the body means (14) to constitute a stop member to prevent the yoke means (12) from shifting along the axis of the opening (32) of the body means (14).
3. The coupler (10) of Claim 1 wherein said body means (14) further includes a secondary connection device for attaching the coupler body to a secondary fixation point.
4. The coupler (10) of Claim 3 wherein the secondary connection device includes hook body (50).

5. The coupler (10) of Claim 3 wherein the secondary connection device is a rod portion (40) forming a part of a telescopic rod.
6. The coupler of Claim 3 wherein the secondary connection device is a threaded screw shaft.
7. In combination, a spinal rod (44) and a coupling device (10) as claimed in claim 1, said spinal rod (44) having a longitudinal axis, said coupling device (10) being connected to said spinal rod (44) such that the coupling device (10) may be non-perpendicular to the longitudinal axis of the spinal rod (44).

Patentansprüche

1. Kuppler (10) zur Verbindung mit einer Spinalstange (44), wobei der Kuppler (10) aufweist: eine Jocheinrichtung (12) mit einer Öffnung (24) zum Unterbringen der Spinalstange (44), wobei die Öffnung (24) der Jocheinrichtung (12) eine Achse bildet, eine Körpereinrichtung (14) mit einer Öffnung (32) zum Unterbringen der Jocheinrichtung (12) im Preßeingriff mit der Spinalstange (44), wobei die Öffnung (32) des Körpers (14) eine Achse bildet, **dadurch gekennzeichnet, daß** es die Körpereinrichtung (14) der Jocheinrichtung (12) ermöglicht, so untergebracht zu sein, daß die Achse der Öffnung (24) der Jocheinrichtung (12) nicht parallel zur Achse der Öffnung (32) der Körpereinrichtung (14) sein kann, und dadurch, daß die Jocheinrichtung (12) einen allgemein U-förmigen Körper mit einem Paar einstückigen Beinen (18) aufweist, wobei jedes der Beine eine Lippe (22) aufweist, die sich davon allgemein quer zu den Beinen (18) nach außen erstreckt, wobei die Körpereinrichtung (14) allgemein C-förmig ist und ein Paar Schlitze (38) in Kommunikation mit der Öffnung (32) der Körpereinrichtung (14) aufweist, wobei jeder Schlitz (38) eine Lippe (22) der Jocheinrichtung (12) in einem Preßsitz aufnimmt, um die Jocheinrichtung (12) innerhalb der Öffnung (32) der Körpereinrichtung (14) festzuhalten.
2. Kuppler (10) nach Anspruch 1, wobei die Körpereinrichtung (14) ferner mindestens eine Lippe (36) aufweist, die sich über die Öffnung der Körpereinrichtung (14) erstreckt, um ein Anschlagteil zu bilden und die Jocheinrichtung (12) daran zu hindern, sich entlang der Achse der Öffnung (32) der Körpereinrichtung (14) zu verschieben.
3. Kuppler (10) nach Anspruch 1, wobei die Körpereinrichtung (14) ferner eine sekundäre Verbindungsvorrichtung zum Befestigen des Kupplerkörpers an einem sekundären Fixationspunkt aufweist.

4. Kuppler (10) nach Anspruch 3, wobei die sekundäre Verbindungsvorrichtung einen Hakenkörper (50) aufweist.
5. Kuppler (10) nach Anspruch 3, wobei die sekundäre Verbindungsvorrichtung ein Stangenabschnitt (40) ist, der einen Teil einer ausziehbaren Stange bildet.
6. Kuppler nach Anspruch 3, wobei die sekundäre Verbindungsvorrichtung ein Schraubgewindeschaf ist.
7. Kombination aus einer Spinalstange (44) und einer Kupplungsvorrichtung (10) nach Anspruch 1, wobei die Spinalstange (44) eine Längsachse hat, wobei die Kupplungsvorrichtung (10) mit der Spinalstange (44) so verbunden ist, daß die Kupplungsvorrichtung (10) nicht lotrecht zur Längsachse der Spinalstange (44) sein kann.

Revendications

1. Élément de liaison (10) pour la connexion à une tige vertébrale (44), ledit élément de liaison (10) comprenant un moyen formant étrier (12) présentant une ouverture (24) pour recevoir la tige vertébrale (44), l'ouverture (24) du moyen formant étrier (12) définissant un axe, un moyen de corps (14) incluant une ouverture (32) pour recevoir le moyen formant étrier (12) en prise de compression avec la tige vertébrale (44), l'ouverture (32) du corps (14) définissant un axe, **caractérisé en ce que** le moyen formant corps (14) permet que le moyen formant étrier (12) soit logé de façon que l'axe de l'ouverture (24) du moyen formant étrier (12) puisse être non parallèle à l'axe de l'ouverture (32) du moyen formant corps (14), et en ce que ledit moyen formant étrier (12) comprend un corps généralement en forme de U possédant une paire de branches intégrales (18), chacune des branches incluant une lèvre (22) s'étendant vers l'extérieur de celles-ci généralement transversalement aux branches (18), le moyen formant corps (14) étant généralement en forme de C et incluant une paire de fentes (38) en communication avec l'ouverture (32) dudit moyen formant corps (14), chaque fente (38) recevant une lèvre (22) du moyen formant étrier (12) selon un joint à ajustement serré afin de retenir le moyen formant étrier (12) dans l'ouverture (32) du moyen formant corps (14).
2. Élément de liaison (10) selon la revendication 1, où le moyen formant corps (14) comprend en outre au moins une lèvre (36) s'étendant sur l'ouverture du moyen formant corps (14) pour constituer un élément d'arrêt afin d'empêcher que le moyen formant étrier (12) se décale le long de l'axe de l'ouverture (32) du moyen formant corps (14).

3. Elément de liaison (10) selon la revendication 1, où ledit moyen formant corps (14) comprend en outre un deuxième dispositif de connexion pour fixer le corps de l'élément de liaison à un deuxième point de fixation. 5
4. Elément de liaison (10) selon la revendication 3, où le deuxième dispositif de connexion comprend un corps de crochet (50). 10
5. Elément de liaison (10) selon la revendication 3, où le deuxième dispositif de connexion est une portion de tige (40) faisant partie d'une tige télescopique.
6. Elément de liaison selon la revendication 3, où le deuxième dispositif de connexion est une tige de vis fileté. 15
7. En combinaison, une tige vertébrale (44) et un élément de liaison (10) tel que revendiqué dans la revendication 1, ladite tige vertébrale (44) ayant un axe longitudinal, ledit élément de liaison (10) étant relié à ladite tige vertébrale (44) de façon que l'élément de liaison (10) puisse être non perpendiculaire à l'axe longitudinal de la tige vertébrale (44). 20 25

30

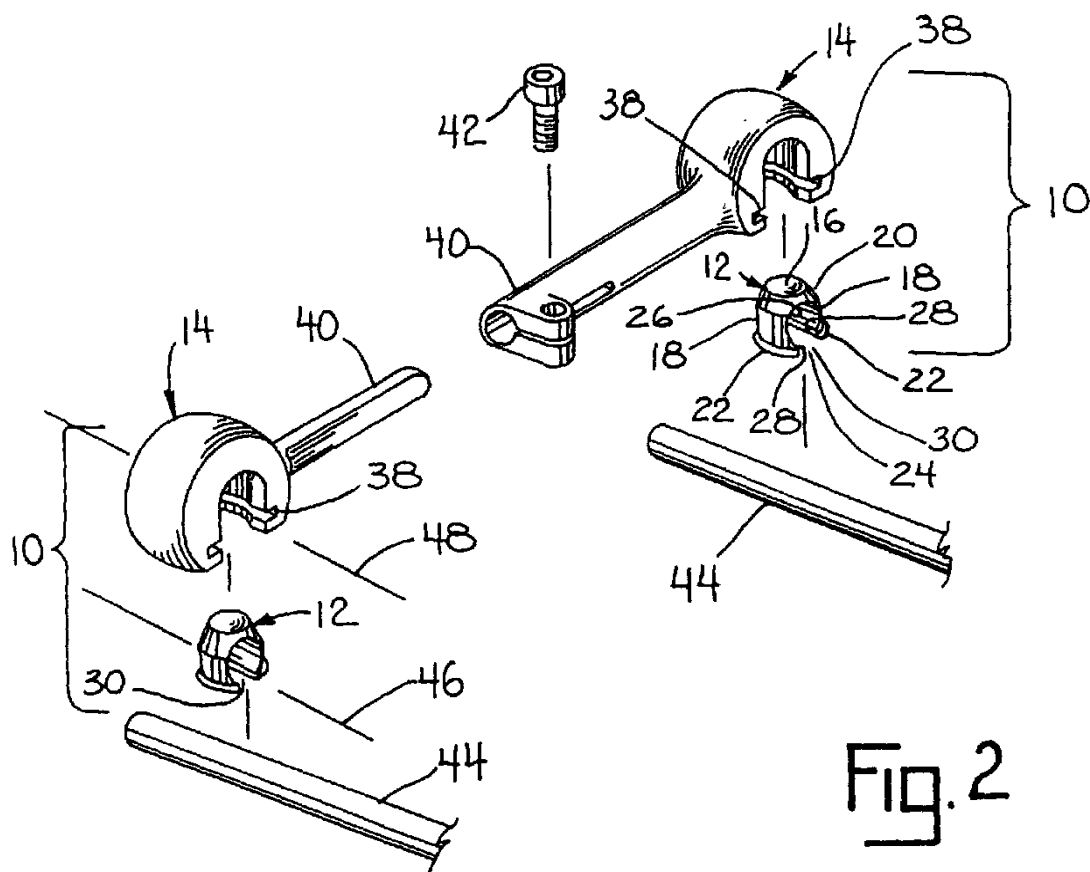
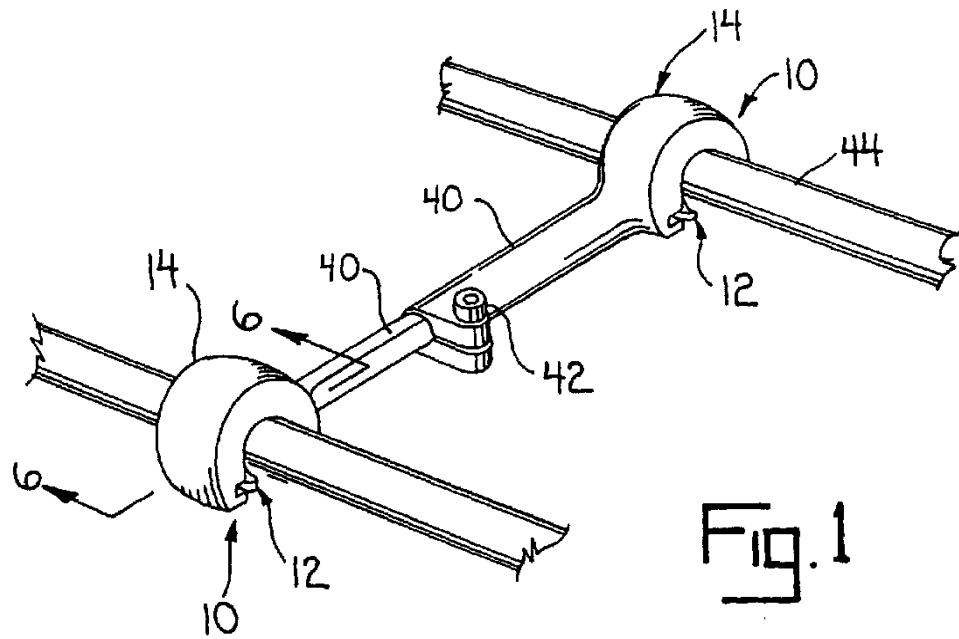
35

40

45

50

55



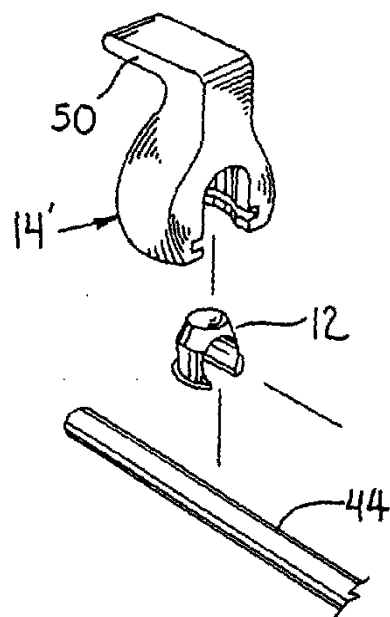


Fig.3

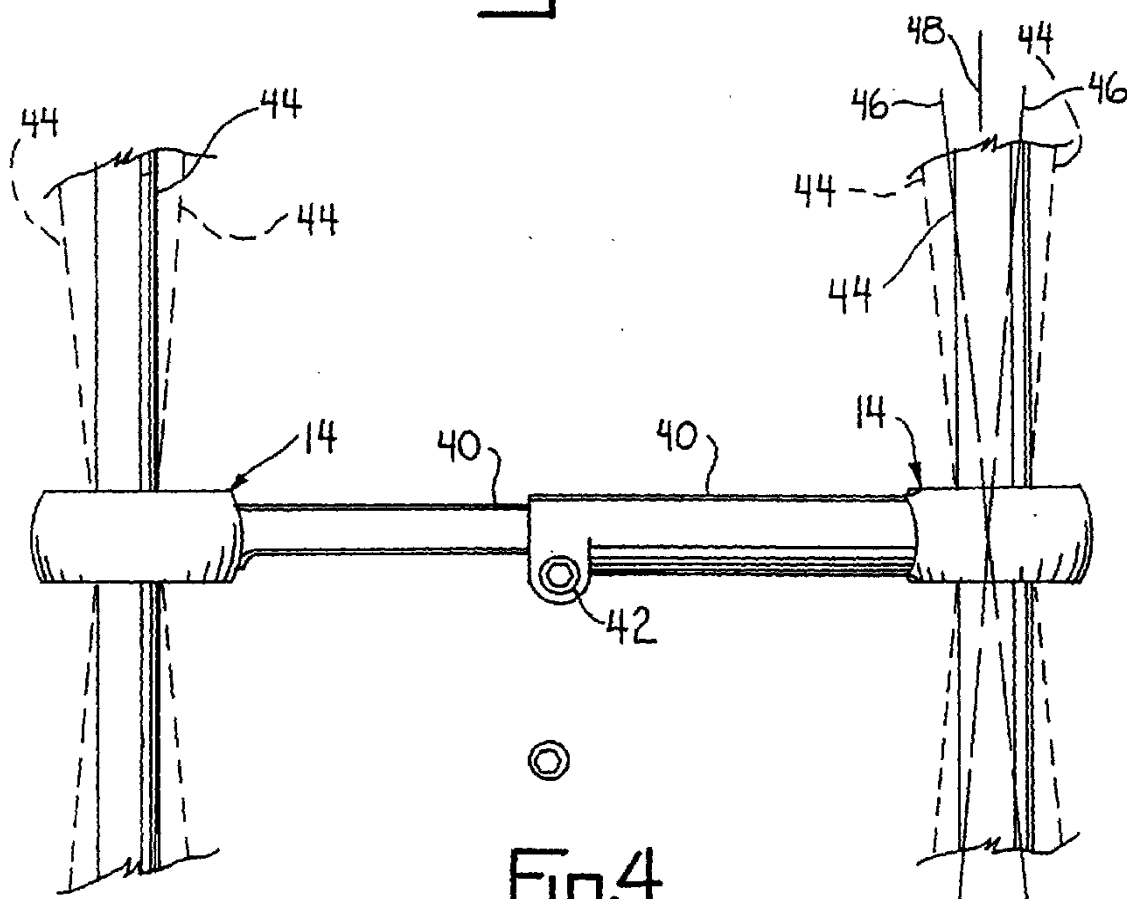
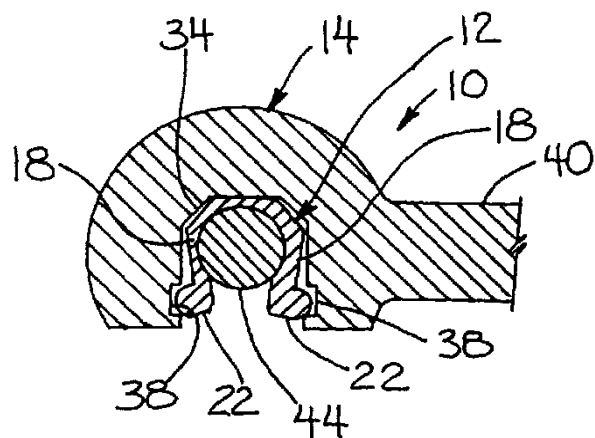
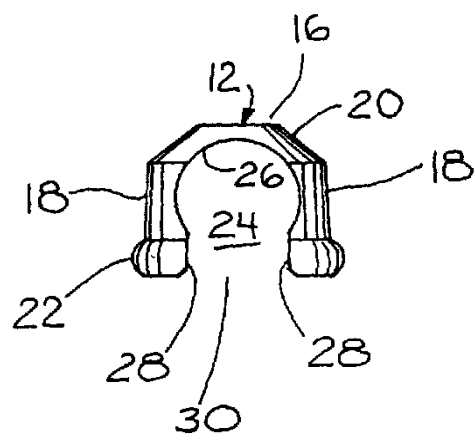
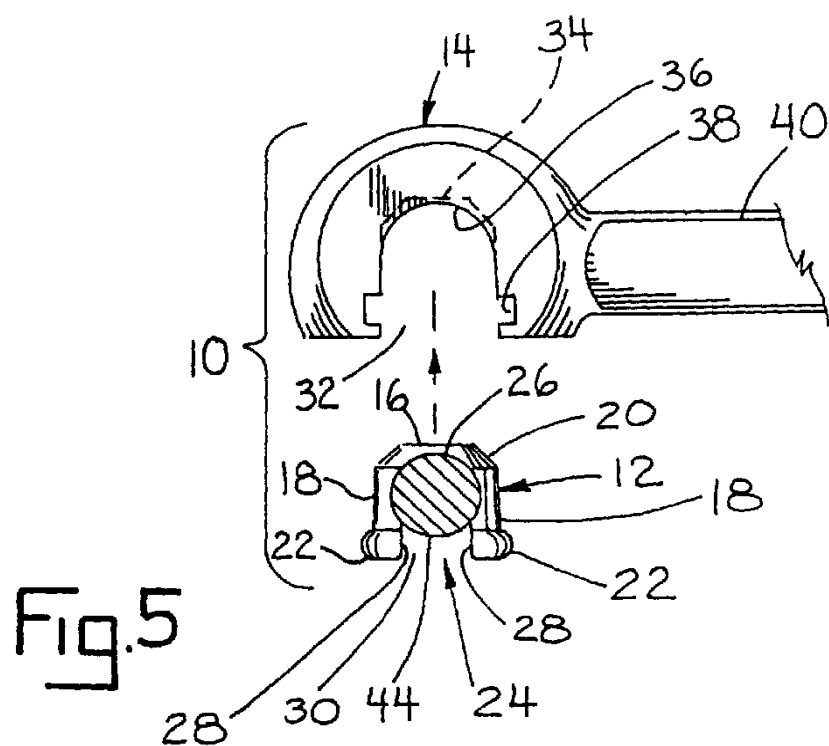
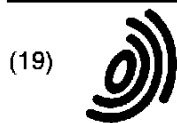


Fig.4





Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11) EP 0 778 007 A1

(12) DEMANDE DE BREVET EUROPEEN

(43) Date de publication:
11.06.1997 Bulletin 1997/24

(51) Int Cl.⁶: A61B 17/70

(21) Numéro de dépôt: 96420350.9

(22) Date de dépôt: 06.12.1996

(84) Etats contractants désignés:
AT BE CH DE DK ES FI GB GR IE IT LI LU NL PT
SE

(30) Priorité: 07.12.1995 FR 9514735

(71) Demandeur: Groupe Lepine
F-69003 Lyon (FR)

(72) Inventeur: Pfaifer, Patrick
69003 Lyon (FR)

(74) Mandataire: Maureau, Philippe et al
Cabinet GERMAIN & MAUREAU,
12, rue Boileau,
BP 6153
69466 Lyon Cedex 06 (FR)

(54) Dispositif d'assemblage pour pièces allongées de matériel d'ostéosynthèse, notamment rachidienne

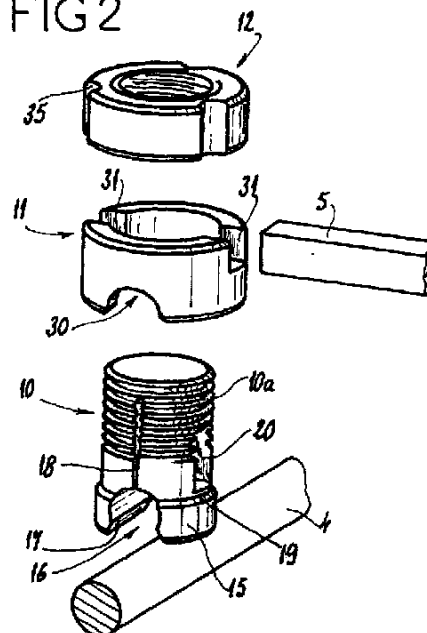
(57) Ce dispositif comprend un corps (10), une bague (11) et un écrou (12);

- le corps présente :

une portion supérieure filetée (10a),
deux pattes (15) délimitant entre elles un canal
(16) de réception de l'une (4) des pièces allon-
gées (4,5) à assembler, ces pattes (15) étant
mobiles en écartement ou en rapprochement
l'une par rapport à l'autre ;
au moins une surface d'appui (19) aménagée
sur la face latérale du corps (10) ou des pattes
(15), formant une butée axiale, et
une lumière transversale (20) dans laquelle
peut être engagée la deuxième pièce allongée
(5) à assembler ;

- la bague (11) est apte à être engagée sur le corps (10) jusqu'à venir prendre appui sur la butée (19), et est dimensionnée de manière à venir, dans cette position, ceinturer les pattes (15)
- l'écrou (12) est apte à être vissé sur la portion supérieure filetée (10a) du corps (10).

FIG 2



EP 0 778 007 A1

Description

La présente invention concerne un dispositif d'assemblage pour pièces allongées de matériel d'ostéosynthèse, notamment rachidienne. Deux dispositifs selon l'invention sont en particulier destinés à réaliser l'assemblage de deux tiges d'étagage du rachis et d'une traverse reliant ces tiges transversalement.

Un matériel d'ostéosynthèse rachidienne comprend généralement deux tiges d'étagage, disposées parallèlement l'une à l'autre de part et d'autre des vertèbres, des organes d'ancrage de ces tiges aux vertèbres, tels des crochets ou des vis pédiculaires, et des traverses qui relient transversalement ces tiges de proche en proche pour les maintenir l'une par rapport à l'autre.

Il est connu de réaliser l'assemblage d'une traverse avec deux tiges d'étagage au moyen d'embouts en forme de crochet vissés sur les extrémités de la traverse, dont les parties recourbées sont engagées autour des tiges.

Ces dispositifs ont pour inconvénients d'être relativement longs et difficiles à mettre en place et de ne permettre qu'un assemblage relativement peu rigide en flexion et en torsion.

D'autres dispositifs prévus pour réaliser un tel assemblage comprennent une pluralité de pièces de petites dimensions, notamment des vis ou écrous de serrage. La mise en place et le serrage de ces différentes pièces sont longs et guère faciles à réaliser.

Certains dispositifs présentent des surfaces de contact avec les tiges et/ou la traverse relativement limitées, ce qui peut induire à la longue des risques de glissement ou de prise de jeu sous l'effet des contraintes répétées que le matériel subit lors des mouvements du patient.

L'invention vise à remédier à l'ensemble de ces inconvénients, en fournissant un dispositif facile et rapide à mettre en place, présentant une bonne rigidité en torsion et en flexion et éliminant tout risque de glissement ou de prise de jeu entre les pièces assemblées.

Le dispositif selon l'invention comprend un corps, une bague et un écrou ;

- le corps présente :

- une portion supérieure filetée, deux pattes faisant saillie de son extrémité inférieure, délimitant entre elles un canal de réception de l'une des pièces allongées à assembler, ces pattes étant mobiles en écartement ou en rapprochement l'une par rapport à l'autre, de manière à autoriser, dans une position d'écartement relatif, l'introduction dans ledit canal de la pièce allongée à assembler, et à empêcher, dans une position de rapprochement relatif, le retrait de cette pièce allongée hors dudit canal ; au moins une surface d'appui aménagée sur la

face latérale du corps ou des pattes, formant une butée axiale, et une lumière transversale dans laquelle peut être engagée la deuxième pièce allongée à assembler ;

- la bague est apte à être engagée sur le corps jusqu'à venir prendre appui sur la butée, et est dimensionnée de manière à venir, dans cette position, ceinturer les pattes et les maintenir dans la position précitée de rapprochement relatif ;
- l'écrou est apte à être vissé sur la portion supérieure filetée du corps,

l'ensemble étant conformé de manière à ce que l'écrou, au cours de son vissage, vienne serrer ladite deuxième pièce allongée à assembler et la bague contre la butée précitée.

Le serrage de l'écrou permet ainsi de maintenir la bague autour des pattes, donc de maintenir les pattes dans leur position de rapprochement relatif permettant la rétention de la première pièce allongée à assembler, et permet simultanément de serrer la deuxième pièce à assembler entre lui-même et la bague, et donc d'assurer l'immobilisation de cette deuxième pièce et son assemblage avec la première pièce.

Ce dispositif a pour avantage d'être facile et rapide à mettre en place, en particulier sur des tiges d'étagage après que celles-ci aient été fixées au rachis.

Les trois pièces constituant ce dispositif ont des dimensions permettant des manipulations faciles. En outre, les pattes et la lumière précitées ont des surfaces de contact importantes avec les pièces allongées à assembler, ce qui élimine tout risque de glissement ou de prise de jeu entre ces pièces.

Avantageusement, la butée et la bague sont conformées pour réaliser un rapprochement des pattes l'une vers l'autre lors du serrage de l'écrou, de manière à réaliser un serrage des pattes sur la pièce allongée à assembler. Ce serrage permet d'obtenir une parfaite immobilisation de cette pièce par rapport aux pattes, propre à résister aux contraintes exercées sur le matériel lors des mouvements du patient.

Selon une forme de réalisation préférée de l'invention dans ce cas, la butée est constituée par un épaulement conique et la bague comprend un épaulement conique complémentaire. Le déplacement de ces épaulements l'un par rapport à l'autre lors du serrage de l'écrou permet de déplacer les pattes l'une en direction de l'autre.

De préférence, la bague est conformée de manière à venir en appui sur ladite première pièce à assembler lors du serrage de l'écrou. Elle permet ainsi d'augmenter les surfaces de contact du dispositif avec cette pièce.

Selon une forme de réalisation préférée de l'invention dans ce cas, la bague comprend deux encoches aménagées dans son bord inférieur, diamétralement opposées l'une à l'autre.

Avantageusement, la bague comprend deux encoches aménagées dans son bord supérieur, destinées à venir en regard de la lumière du corps recevant ladite deuxième pièce allongée à assembler. Ces encoches favorisent le guidage de cette deuxième pièce à assembler, pour son engagement dans la lumière.

Ces différentes encoches permettent de réduire la hauteur du dispositif d'assemblage. Les encoches aménagées dans le bord inférieur de la bague permettent de positionner instantanément les deux autres encoches en face de la lumière du corps. En outre et surtout, ces encoches permettent de caler la bague par rapport aux deux pièces allongées à assembler, de sorte que la bague constitue un moyen supplémentaire de maintien de ces pièces et de répartition des efforts de flexion ou de torsion que le dispositif peut être amené à subir.

Avantageusement, les pattes comprennent, sur leurs faces en regard et au niveau de leurs extrémités libres, des bourrelets en saillie situés à une distance l'un de l'autre inférieure à la largeur de la pièce allongée à assembler destinée à être reçue dans le canal.

Ces bourrelets permettent un encliquetage de cette pièce entre les pattes, de sorte que le corps du dispositif peut être maintenu provisoirement sur la pièce à assembler le temps que la bague et l'écrou soient mis en place.

De préférence, le corps comprend une fente longitudinale médiane débouchant dans le fond du canal délimité par les pattes, cette fente étant propre à augmenter les possibilités de déplacement des pattes l'une par rapport à l'autre, notamment pour faciliter leur serrage ou leur encliquetage.

Pour sa bonne compréhension, l'invention est à nouveau décrite ci-dessous en référence au dessin schématique annexé représentant, à titre d'exemple non limitatif, une forme de réalisation préférée du dispositif qu'elle concerne.

La figure 1 est une vue en perspective de deux dispositifs assurant l'assemblage de pièces allongées que comprend un matériel d'ostéosynthèse rachidienne ;

la figure 2 est une vue en perspective des différents éléments composant ce dispositif, et de deux pièces devant être assemblée par ce dispositif ;

la figure 3 est une vue en perspective de ce dispositif et de ces pièces, après assemblage, et

la figure 4 est une vue de ce dispositif, en coupe selon la ligne IV-IV de la figure 3.

La figure 1 représente une portion d'un matériel d'ostéosynthèse rachidienne 1, implanté sur les vertèbres 2 d'un rachis.

Le matériel 1 comprend deux tiges d'étayage 4, disposées parallèlement l'une à l'autre de part et d'autre des vertèbres 2, des organes d'ancrage de ces tiges 4 aux vertèbres 2, tels des crochets ou des vis pédiculaires (non représentés car bien connus en eux-mêmes), au moins une traverse 5 qui relie transversalement ces

tiges 4 pour les maintenir l'une par rapport à l'autre, et au moins deux dispositifs 6 réalisant l'assemblage des tiges 4 et de la traverse 5.

Ainsi que cela apparaît sur les figures 2 à 4, le dispositif 6 comprend un corps 10, de forme générale cylindrique, une bague 11 et un écrou 12.

Le corps 10 présente :

- une portion supérieure fileté 10a ;
- deux pattes 15 faisant saillie de son extrémité inférieure, délimitant entre elles un canal circulaire 16 de réception d'une tige 4 ; ces pattes 15 comprennent, sur leurs faces en regard et au niveau de leurs extrémités libres, des bourrelets 17 en saillie situés à une distance l'un de l'autre inférieure au diamètre des tiges 4 ;
- une fente longitudinale médiane 18 débouchant dans le fond du canal 16 ;
- un épaulement conique 19 aménagé sur la face latérale extérieure des pattes 15, formant une butée axiale, et
- une lumière transversale 20 au travers de laquelle peut être engagée la traverse 5 ; cette lumière 20 présente une hauteur supérieure à celle de la traverse 5 et s'étend en partie le long de la portion fileté 10a.

La bague 11 présente un diamètre interne correspondant, au jeu près, au diamètre du corps 10, et comprend un épaulement conique 25 à sa partie inférieure apte à venir en butée contre l'épaulement 19 lorsque la bague 11 est engagée sur le corps 10.

La bague 11 se prolonge vers le bas au-delà de l'épaulement 25, ainsi que le montre la figure 4, de sorte qu'elle vient ceinturer les pattes 15 lorsque l'épaulement 25 vient en appui contre l'épaulement 19.

En outre, la bague 11 comprend deux encoches hémi-circulaires 30 aménagées dans son bord inférieur, diamétralement opposées l'une à l'autre, et deux encoches 31 de forme carrée aménagées dans son bord supérieur, également disposées de manière diamétralement opposée l'une par rapport à l'autre. Les encoches 31 sont disposées perpendiculairement aux encoches 30.

L'écrou 12 est apte à être vissé sur la portion fileté 10a. Pour sa manoeuvre en rotation, il comprend trois cannelures 35 aménagées dans sa paroi périphérique, destinées à recevoir les ergots correspondants d'une clef à tube (non représentée).

En pratique, les vis ou crochets pédiculaires sont mis en place dans les vertèbres 2 et les tiges 4 sont fixées sur eux.

Pour l'assemblage d'une traverse 5 aux tiges 4, les corps 10 de deux dispositifs 6 sont encliquetés sur chacune des tiges 4, en face l'un de l'autre. Cet encliquetage est rendu possible grâce à la fente 18, qui permet une certaine mobilité des pattes 15 en écartement l'une par rapport à l'autre, grâce aux bourrelets 17, qui per-

mettent l'écartement des pattes 15 lors de l'introduction des tiges 4 dans les canaux 16 et la rétention de ces tiges 4 dans ces canaux 16 une fois cette introduction réalisée, et grâce au rappel élastique des pattes 15 dans leur position d'origine, résultant de la nature du matériau constituant le corps 10.

Chaque bague 11 est ensuite introduite sur le corps 10 correspondant, jusqu'à ce que son épaulement 25 vienne en appui contre l'épaulement 19. Dans cette position d'appui, les encoches 30 sont engagées autour de la tige 4, et les encoches 31 sont placées en regard des ouvertures latérales de la lumière 20.

La traverse 5 est ensuite engagée au travers de la lumière 20. Les encoches 31 facilitent cette introduction.

Enfin, l'écrou 12 est vissé sur la portion filetée 10a.

Cet écrou 12, au cours de son vissage, vient serrer la traverse 5 et la bague 11 contre l'épaulement 19.

Ce serrage provoque un léger glissement de l'épaulement 25 par rapport à l'épaulement 19, ce qui provoque le rapprochement des pattes 15 l'une vers l'autre, permettant de réaliser un serrage de ces pattes 15 sur la tige 4. Simultanément, l'écrou 12 vient serrer la traverse 5 entre lui-même et la bague 11, et permet d'assurer l'immobilisation de cette traverse 5 et donc son assemblage avec la tige 6.

L'invention fournit un dispositif perfectionné d'assemblage de pièces allongées de matériel d'ostéosynthèse, notamment rachidienne, ayant les nombreux avantages indiqués plus haut, notamment ceux d'être facile et rapide à mettre en place, de présenter une bonne rigidité en torsion et en flexion et d'éliminer tout risque de glissement ou de prise de jeu entre les pièces assemblées.

Revendications

1. Dispositif d'assemblage pour pièces allongées (4,5) de matériel d'ostéosynthèse, notamment rachidienne, caractérisé en ce qu'il comprend un corps (10), une bague (11) et un écrou (12) ;

- le corps (10) présente :

une portion supérieure filetée (10a),
deux pattes (15) faisant saillie de son extrémité inférieure, délimitant entre elles un canal (16) de réception de l'une (4) des pièces allongées à assembler, ces pattes (15) étant mobiles en écartement ou en rapprochement l'une par rapport à l'autre, de manière à autoriser, dans une position d'écartement relatif, l'introduction dans ledit canal (16) de la pièce allongée (4) à assembler, et à empêcher, dans une position de rapprochement relatif, le retrait de cette pièce allongée (4) hors dudit canal (16) ;
au moins une surface d'appui (19) amé-

gée sur la face latérale du corps (10) ou des pattes (15), formant une butée axiale, et

une lumière transversale (20) dans laquelle peut être engagée la deuxième pièce allongée (5) à assembler ;

- la bague (11) est apte à être engagée sur le corps (10) jusqu'à venir prendre appui sur la butée (19), et est dimensionnée de manière à venir, dans cette position, ceinturer les pattes (15) et les maintenir dans la position précitée de rapprochement relatif ;
- l'écrou (12) est apte à être vissé sur la portion supérieure filetée (10a) du corps (10),

l'ensemble étant conformé de manière à ce que l'écrou (12), au cours de son vissage, vienne serrer ladite deuxième pièce allongée (5) à assembler et la bague (11) contre la butée (19) précitée.

2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que la butée (19) et la bague (11) sont conformées pour réaliser un rapprochement des pattes (15) l'une vers l'autre lors du serrage de l'écrou (12), de manière à réaliser un serrage des pattes (15) sur la pièce allongée (4) à assembler.
3. Dispositif selon la revendication 2, caractérisé en ce que la butée est constituée par un épaulement conique (19) et en ce que la bague (11) comprend un épaulement conique (25) complémentaire.
4. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que la bague (11) est conformée de manière à venir en appui sur ladite première pièce (4) à assembler lors du serrage de l'écrou (12).
5. Dispositif selon la revendication 4, caractérisé en ce que la bague (11) comprend deux encoches (30) aménagées dans son bord inférieur, diamétralement opposées l'une à l'autre.
6. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 5, caractérisé en ce que la bague (11) comprend deux encoches (31) aménagées dans son bord supérieur, destinées à venir en regard de la lumière (20) du corps (10) recevant ladite deuxième pièce allongée (5) à assembler.
7. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que les pattes (15) comprennent, sur leurs faces en regard et au niveau de leurs extrémités libres, des bourrelets (17) en saillie situés à une distance l'un de l'autre inférieure à la largeur de la pièce allongée (4) à assembler destinée à être reçue dans le canal (16).

8. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 7, caractérisé en ce que le corps (10) comprend une fente longitudinale médiane (18) débouchant dans le fond du canal (16) délimité par les pattes (15), cette fente (18) étant propre à augmenter les possibilités de déplacement des pattes (15) l'une par rapport à l'autre.

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

FIG 1

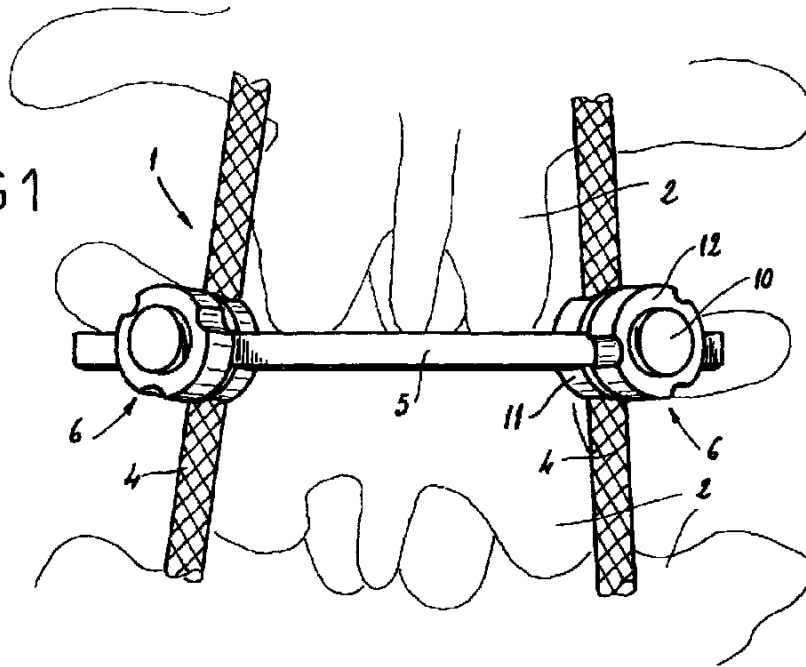


FIG 2

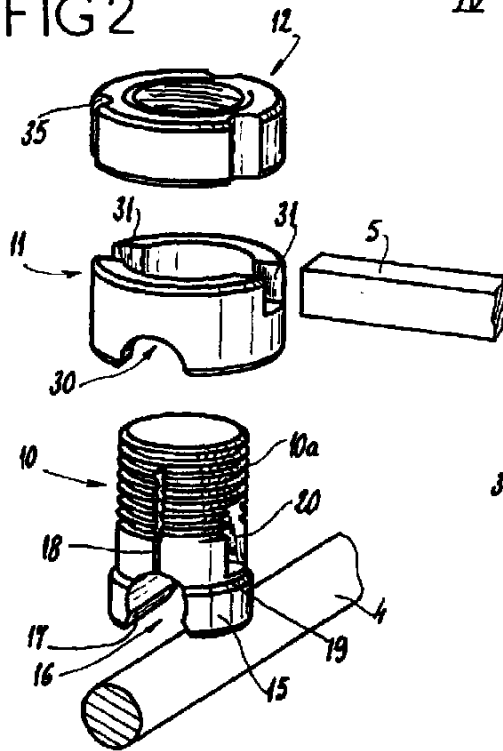


FIG 3

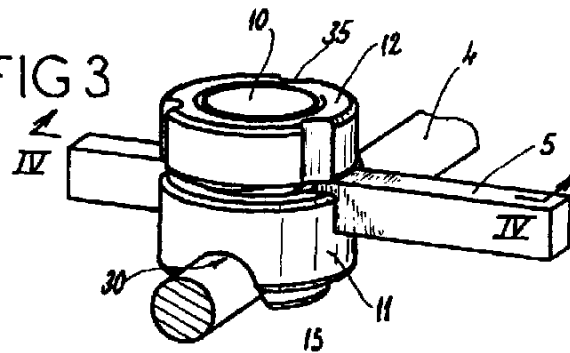
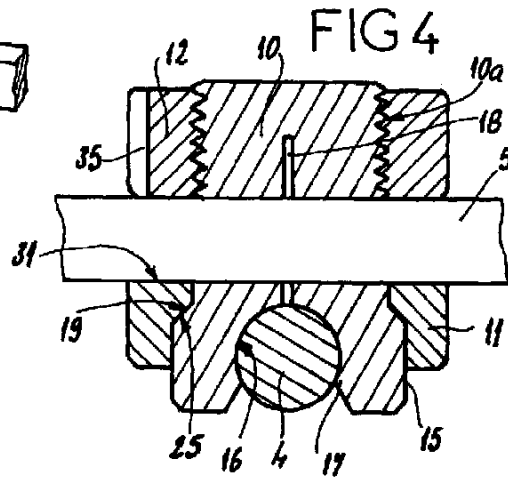


FIG 4





Office européen
des brevets

RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE

Numero de la demande
EP 96 42 0350

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS			
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (Int.Cl.6)
A	EP 0 509 322 A (SYNTHESES) * colonne 5, ligne 22 - colonne 6, ligne 4; figures 1,6 * ---	1,2,4,5,8	A61B17/70
A	EP 0 578 320 A (BRISTOL-MYERS SQUIBB) * colonne 2, ligne 38 - colonne 3, ligne 31; figures 1,5,6 * -----	1-3,5,7	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.Cl.6)
			A61B
Le présent rapport a été établi pour toutes les revendications			
Lieu de la recherche LA HAYE		Date d'achèvement de la recherche 10 Mars 1997	Examineur Nice, P
<p>CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES</p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant</p>			

EPO FORM 1503 03.82 (P04/C02)

La présente invention concerne une pièce d'assemblage apte à assembler une première tige et une seconde tige d'un dispositif destiné à assurer le maintien du rachis selon une courbure appropriée.

Un tel dispositif est utilisé notamment pour traiter des arthroses, des fractures vertébrales ou bien pour corriger des déviations de la colonne vertébrale telles qu'une scoliose ou une cyphose.

L'invention concerne également un dispositif de liaison transversale de deux tiges de support d'implants rachidiens, positionnées de manière sensiblement parallèle, qui comprend une telle pièce d'assemblage.

On connaît déjà une pièce d'assemblage de ce type, qui comprend un système de mâchoires ouvert vers le bas apte à enserrer une première tige, ces mâchoires étant percées d'un alésage traversant pour la mise en place d'une seconde tige selon une direction transversale à la direction de la première tige, dans un plan parallèle à celle-ci, et un système de verrouillage des première et seconde tige dans lesdites mâchoires.

Le système de verrouillage de cette pièce d'assemblage connue est constitué par deux écrous vissés de part et d'autre desdites mâchoires sur la deuxième tige introduite transversalement dans lesdites mâchoires.

Cette pièce d'assemblage fait partie d'un dispositif de liaison transversale de deux tiges moletées positionnées sensiblement parallèles de part et d'autre de la vertèbre.

Ce dispositif de liaison comporte des pièces d'assemblage telles que précitées, chacune des pièces d'assemblage étant positionnée sur chacune des tiges moletées parallèles, et traversée par une tige de liaison.

Afin de pouvoir régler l'écartement des deux pièces d'assemblage l'une par rapport à l'autre sur la tige de liaison, cette dernière comprend à une extrémité, une molette qui permet de visser la tige de liaison dans les écrous situés de part et d'autre des mâchoires d'une pièce d'assemblage, maintenus bloqués.

Une fois que l'écartement desdites pièces d'assemblage l'une par rapport à l'autre est déterminé, le chirurgien coupe la tige de liaison au niveau de l'écrou situé du côté de la molette afin de désolidariser la molette de la tige de liaison.

La mise en place et le serrage de ces pièces d'assemblage sur les tiges moletées positionnées de part et d'autre d'une vertèbre et liées à des implants rachidiens fixés aux vertèbres, s'avèrent généralement une étape longue et difficile pour le chirurgien, cette étape intervenant



généralement à la fin de l'intervention chirurgicale sur le patient.

En effet, pour serrer chacune des pièces d'assemblage sur les tiges moletées, il est nécessaire de visser les écrous sur la tige de liaison afin de fermer les mâchoires de chaque pièce d'assemblage sur la tige moletée.

5 Pour chaque couple de mâchoires, le chirurgien doit intervenir avec une première clé positionnée sur un écrou pour le maintenir fixe par rapport à la tige de liaison et une deuxième clé de façon à visser l'écrou correspondant (et réciproquement) sur la tige de liaison et rapprocher ainsi les mâchoires qui viennent pincer ladite tige moletée. Ces écrous
10 situés sur les côtés latéraux des mâchoires de part et d'autre de celles-ci sont difficiles d'accès sachant que les mâchoires sont entourées de chair.

Afin de pallier cet inconvénient majeur de la pièce d'assemblage et du dispositif de liaison transversale de type connu, la présente invention propose une pièce d'assemblage dont le verrouillage s'effectue
15 rapidement en une seule opération de vissage sur le dessus de ladite pièce d'assemblage.

Plus particulièrement, selon l'invention la pièce d'assemblage comprend un corps pourvu d'un système de mâchoires ouvert vers le bas, apte à enserrer une première tige, ledit corps étant percé d'un alésage
20 traversant pour la mise en place d'une seconde tige selon une direction transversale dans un plan parallèle par rapport à la première tige, et un système de verrouillage des première et seconde tiges dans ledit corps. Elle est caractérisée en ce que le système de mâchoires est formé par une partie fixe du corps et une partie mobile entre une position d'engagement
25 de la première tige dans le système de mâchoires et une position de serrage de la première tige entre les parties fixe et mobile dudit système de mâchoire, et en ce que le système de verrouillage comporte un organe de serrage fileté qui traverse le corps, cet organe de serrage fileté étant lié à la partie mobile du système de mâchoires, et vissé dans un écrou
30 positionné sur le dessus du corps de sorte que le vissage de l'écrou sur le corps entraîne le déplacement de la partie mobile entre la position d'engagement et la position de serrage.

Ainsi, la pièce d'assemblage conforme à l'invention est mise en place sur une tige moletée supportant des implants rachidiens fixés à des
35 vertèbres, de sorte que l'écrou positionné sur le dessus du corps de ladite pièce fait face au chirurgien qui de ce fait peut l'atteindre facilement. En une seule opération de vissage de l'écrou sur le corps, il verrouille alors la



pièce d'assemblage sur ladite tige moletée et sur la seconde tige transversale, qui est une tige de liaison avec une seconde tige moletée.

5 Selon une caractéristique particulièrement avantageuse de la pièce d'assemblage conforme à l'invention, le corps de cette pièce comporte une rampe inclinée sur laquelle glisse la partie mobile dans son déplacement entre ladite position d'engagement et ladite position de serrage de la première tige dans le système de mâchoires.

10 En outre, la pièce d'assemblage conforme à l'invention, présente avantageusement la caractéristique selon laquelle le corps comprend une fente séparant deux parties du corps, une partie supérieure et une partie inférieure aptes à se positionner de part et d'autre de la deuxième tige engagée dans l'alésage traversant du corps, et traversées par l'organe de serrage fileté de sorte que le vissage de l'écrou sur le dessus du corps entraîne le rapprochement mutuel des deux parties de la fente qui
15 viennent pincer la deuxième tige.

Ainsi, la deuxième tige engagée dans la pièce d'assemblage est bloquée en rotation et en translation dans le corps par l'intermédiaire de la fente, simultanément au serrage de la première tige dans le système de mâchoires par un simple vissage de l'écrou sur le corps de la pièce
20 d'assemblage.

La description qui va suivre en regard des dessins annexés, donnés à titre d'exemples non limitatifs, fera bien comprendre en quoi consiste l'invention, et comment elle peut être réalisée .

Sur les dessins annexés :

- 25 - la figure 1 représente une vue schématique en perspective d'un dispositif de liaison transversale de deux tiges moletées de support d'implants rachidiens, selon l'invention,
- la figure 2 représente une vue schématique en perspective d'une pièce d'assemblage selon l'invention,
30 - la figure 3 représente une vue de côté avec arrachement partiel de la pièce d'assemblage de la figure 2 dans laquelle sont introduites la tige de liaison et une tige de support d'implants.

Sur la figure 1, on a représenté un dispositif de liaison transversale de deux tiges moletées 10, 11 de support d'implants rachidiens, faisant
35 partie d'un dispositif destiné à assurer la maintien du rachis selon une courbure appropriée.

Ce dispositif de liaison transversale comporte deux pièces



d'assemblage 1, 2 aptes à être positionnées sur chacune des tiges moletées 10, 11 cintrées à la courbure appropriée et positionnées de chaque côté du rachis selon des axes Y_1 , Y_2 respectifs sensiblement parallèles.

En outre, ce dispositif de liaison comporte une tige de liaison 40, qui traverse chacune des pièces d'assemblage 1, 2 selon une direction X sensiblement transversale aux axes Y_1 , Y_2 des deux tiges de support moletées 10, 11, dans un plan parallèle à celles-ci.

En référence aux figures 2 et 3, chaque pièce d'assemblage comporte un corps 20 pourvu d'un système de mâchoires 21 ouvert vers le bas. Ce système de mâchoires 21 est constitué d'une partie fixe 24 et d'une partie mobile 23 qui définissent un logement de réception d'une tige de support 10 positionnée selon l'axe Y_1 . Il convient de préciser que le logement de réception présente une surface interne venant au contact de la surface externe 10a de la tige de support 10, qui peut avantageusement être taraudée pour adhérer plus fortement à ladite tige de support 10. La partie mobile 23 est déplaçable selon une direction sensiblement parallèle à l'axe X, entre une position d'engagement de la tige de support 10 dans le logement de réception du système de mâchoires 21 et une position de serrage de ladite tige de support 10 dans ledit logement. Cette partie mobile 23 présente la forme d'un coin et comporte une surface d'appui 23a concave en direction de la partie fixe 24 et munie d'un crantage. Cette surface d'appui 23a est destinée à venir contre la surface extérieure 10a de la tige de support 10 positionnée selon l'axe Y_1 dans le système de mâchoires 21, lors du serrage de ladite tige 10. La partie mobile 23 en forme de coin présente en outre une surface supérieure de glissement oblique apte à glisser contre une rampe inclinée 25 formée dans le corps 20, lors de son déplacement entre ladite position d'engagement et ladite position de serrage. La partie mobile 23 est liée à l'extrémité d'un organe de serrage 51 se présentant sous la forme d'une tige qui traverse le corps 20 selon une direction essentiellement perpendiculaire à la direction de déplacement selon l'axe X de ladite partie mobile 23. La direction de l'organe de serrage 51 est aussi perpendiculaire à l'axe Y_1 de la tige de support 10 mise en place dans le logement de réception du système de mâchoires 21. L'organe de serrage 51 émerge du corps 20 au-dessus de la surface supérieure 20a du corps 20. Il présente, à cette extrémité située au-dessus de la surface supérieure 20a du corps 20 un filetage qui coopère avec un écrou 52 positionné sur la surface supérieure 20a du corps 20. Le



corps 20 est pourvu d'un trou oblong 27 traversant ledit corps et dans lequel est positionné l'organe fileté de serrage 51.

En outre, le corps 20 de la pièce d'assemblage est percé d'un alésage 22 traversant ledit corps selon l'axe X transversal à l'axe Y₁ dans un plan
5 parallèle au-dessus du logement de réception du système de mâchoires 21. Cet alésage 22 est destiné à recevoir la tige de liaison 40.

Le corps 20 comporte par ailleurs, une fente 26. La fente 26 sépare le corps en deux parties, une partie supérieure 28 et une partie inférieure 29. La partie supérieure 28 et la partie inférieure 29 sont destinées à se
10 positionner de part et d'autre de la tige de liaison 40 lorsque celle-ci est introduite dans l'alésage traversant 22 dudit corps. A cet effet, on notera que l'alésage traversant 22 dudit corps traverse longitudinalement la fente 26. La partie inférieure 29 du corps séparée par la fente 26, comporte sur sa face inférieure la rampe inclinée 25 sur laquelle glisse la partie
15 mobile 23 du système de mâchoires 21. La partie supérieure 28 du corps séparée par la fente 26, comporte la surface supérieure 20a du corps 20. Les parties supérieure et inférieure 28 et 29 comprennent des surfaces internes en regard l'une de l'autre aptes à se positionner contre la tige de liaison 40 qui traverse le corps 20 via l'alésage traversant 22. On
20 remarquera que la fente 26 s'étend en profondeur dans le corps 20 selon une direction oblique par rapport à l'axe X de la tige de liaison 40 positionnée dans le corps 20. Ainsi, la partie supérieure du corps 28 séparée par la fente, présente une épaisseur qui diminue à partir du bord extérieur 26a de la fente 26 vers le fond 26b de la fente. Cette fente 26 est
25 traversée transversalement par l'organe de serrage fileté 51. Pour optimiser l'encombrement de la pièce d'assemblage, l'organe de serrage fileté 51 est percé d'un alésage 53 d'axe X et dans lequel s'enfile la tige de liaison 40 engagée dans l'alésage 22 traversant longitudinalement la fente 26.

30 L'assemblage de deux tiges 10, 11 de support d'implants à l'aide d'un dispositif de liaison transversal (voir figure 1) tel que décrit ci-dessus, s'effectue de la façon suivante.

La tige de liaison 40 est engagée dans l'alésage 22 traversant du corps 20 de chaque pièce d'assemblage 1, 2, de sorte quelle traverse les corps 20
35 selon l'axe X. L'écartement des pièces d'assemblage 1, 2 l'une par rapport à l'autre, montées sur la tige de liaison 40, est ajusté en faisant coulisser lesdites pièces d'assemblage 1, 2 sur la tige de liaison 40. Lorsque



l'écartement est ajusté, on positionne les pièces d'assemblage 1, 2 sur les tiges de support 10, 11 de sorte que chacune des tiges de support 10, 11 est engagée dans chaque logement de réception du système de mâchoires 21 de chaque corps 20 de chaque pièce d'assemblage 1, 2 et positionnée selon les directions Y_1 , Y_2 parallèles.

On visse alors l'écrou 52 sur l'organe de serrage fileté 51 de chaque pièce d'assemblage 1,2 de façon à venir bloquer ledit écrou 52 contre la surface supérieure 20a du corps 20 de chaque pièce d'assemblage 1,2.

Pour chaque pièce d'assemblage 1, 2 le vissage de l'écrou 52 sur l'organe de serrage fileté 51 entraîne le déplacement transversal de la partie mobile 23 du système de mâchoires 21 en direction de chaque tige de support 10, 11, afin de venir se positionner dans la position de serrage en appui contre chaque tige 10, 11. Le déplacement de la partie mobile 23 du système de mâchoires 21 entraîne la translation de l'organe fileté de serrage 51 dans le trou oblong 27 prévu dans le corps 20. Simultanément, le serrage de l'écrou 52 vissé sur l'organe fileté 51 contre la surface supérieure 20a du corps 20 provoque le rapprochement mutuel des parties supérieures et inférieures 28, 29 du corps 20, de sorte que les surfaces d'appui internes desdites parties supérieures et inférieures 29, 28 viennent pincer la tige de liaison 40 positionnée dans l'alésage 22 du corps 20 et immobiliser ladite tige de liaison 40 dans le corps 20.

La présente invention n'est nullement limitée au mode de réalisation décrit et représenté, mais l'homme du métier pourra y apporter toute variante conforme à son esprit.



REVENDICATIONS

1. Pièce d'assemblage (1, 2) apte à assembler une première tige (10, 11) avec une seconde tige (40) d'un dispositif de maintien du rachis, comprenant d'une part un corps (20) pourvu d'un système de mâchoires (21) ouvert vers le bas, apte à enserrer la première tige (10, 11), et percé d'un alésage traversant (22) pour la mise en place de la seconde tige (40) selon une direction transversale (X) dans un plan parallèle par rapport à la première tige (10, 11), et d'autre part, un système de verrouillage (51, 52) des première et seconde tiges (10, 11, 40) dans ledit corps (20), caractérisée en ce que le système de mâchoires (21) est formé par une partie fixe (24) du corps (20) et une partie (23) mobile entre une position d'engagement de la première tige (10, 11) dans le système de mâchoires (11) et une position de serrage de la première tige (10, 11) entre les parties fixe (24) et mobile (23) dudit système de mâchoires (21), et en ce que le système de verrouillage comporte un organe de serrage fileté (51) qui traverse le corps (50), cet organe fileté (51) étant lié à la partie mobile (23) du système de mâchoires (21) et vissé dans un écrou (52) positionné sur le dessus du corps (20), de sorte que le vissage de l'écrou (52) sur le corps (20) entraîne le déplacement de ladite partie mobile (23) entre ladite position d'engagement et ladite position de serrage.

2. Pièce d'assemblage (1, 2) selon la revendication 1, caractérisée en ce que le corps (20) comporte une rampe inclinée (25) sur laquelle glisse ladite partie mobile (23) du système de mâchoires (21), dans son déplacement entre ladite position d'engagement et ladite position de serrage de la première tige (10, 11) dans le système de machoires (21).

3. Pièce d'assemblage (1, 2) selon l'une des revendications 1 ou 2, caractérisée en ce que le corps (20) comprend une fente (26) séparant deux parties (28, 29) du corps (20), une partie supérieure (28) et une partie inférieure (29) aptes à se positionner de part et d'autre de la deuxième tige (40) engagée dans l'alésage traversant (22) du corps (20), et traversées par l'organe de serrage fileté (51) de sorte que le vissage de l'écrou (52) sur le dessus dudit corps (20) entraîne le rapprochement mutuel des deux parties (28, 29) de la fente (26) qui viennent pincer la deuxième tige (40).

4. Pièce d'assemblage (1, 2) selon la revendication 3, caractérisée en



ce que la fente (26) s'étend en profondeur dans le corps (20) selon une direction oblique par rapport à l'axe (X) de l'alésage traversant (22) de sorte que ladite partie supérieure (28) du corps (20) séparée par la fente (26), présente une épaisseur qui diminue à partir du bord extérieur (26a) de la fente vers le fond (26b) de ladite fente (26).

5 5. Pièce d'assemblage (1,2) selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisée en ce que l'organe de serrage fileté (51) traversant le corps (20) est pourvu d'un perçage (53) pour le passage transversal de la deuxième tige (40) engagée dans l'alésage traversant (22) dudit corps

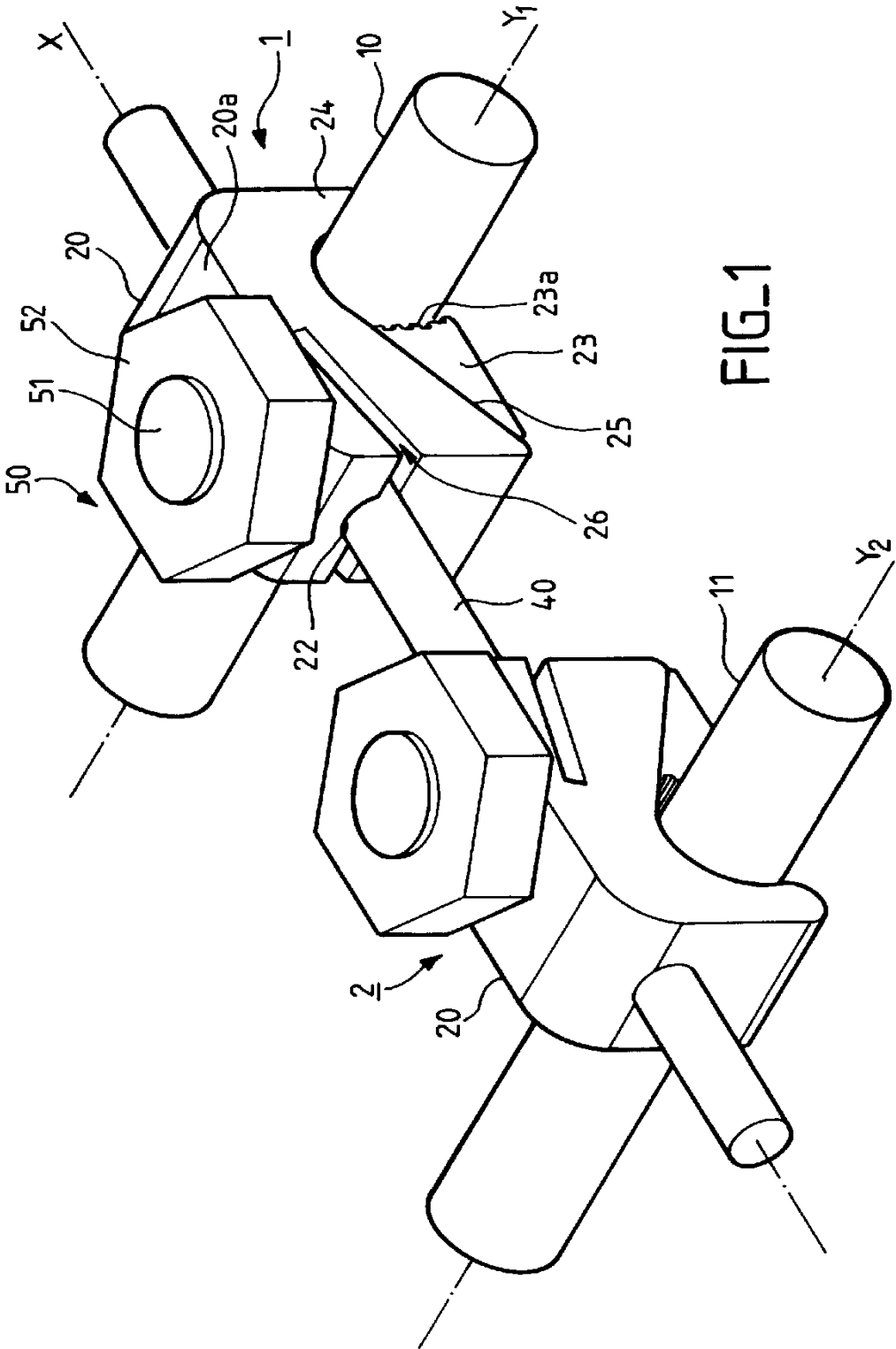
10 (20).
6. Pièce d'assemblage (1,2) selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, caractérisée en ce que le corps (20) est pourvu d'une ouverture oblongue (27) dans laquelle se déplace en translation l'organe fileté (51) lors du déplacement de la partie mobile (23) entre lesdites positions

15 d'engagement et de serrage.
7. Pièce d'assemblage (1,2) selon l'une des revendications 1 à 6, caractérisée en ce que la partie mobile (23) du système de mâchoires (21) comporte une surface concave (23a) en direction de ladite partie fixe (24) et crantée, apte à s'appliquer contre la surface externe (10a) de la

20 première tige (10) lorsque ladite partie mobile (23) est en position de serrage.
8. Dispositif de liaison transversale de deux tiges de support (10, 11) d'implants rachidiens, positionnées de manière sensiblement parallèle, comprenant une tige de liaison (40) qui s'étend sensiblement

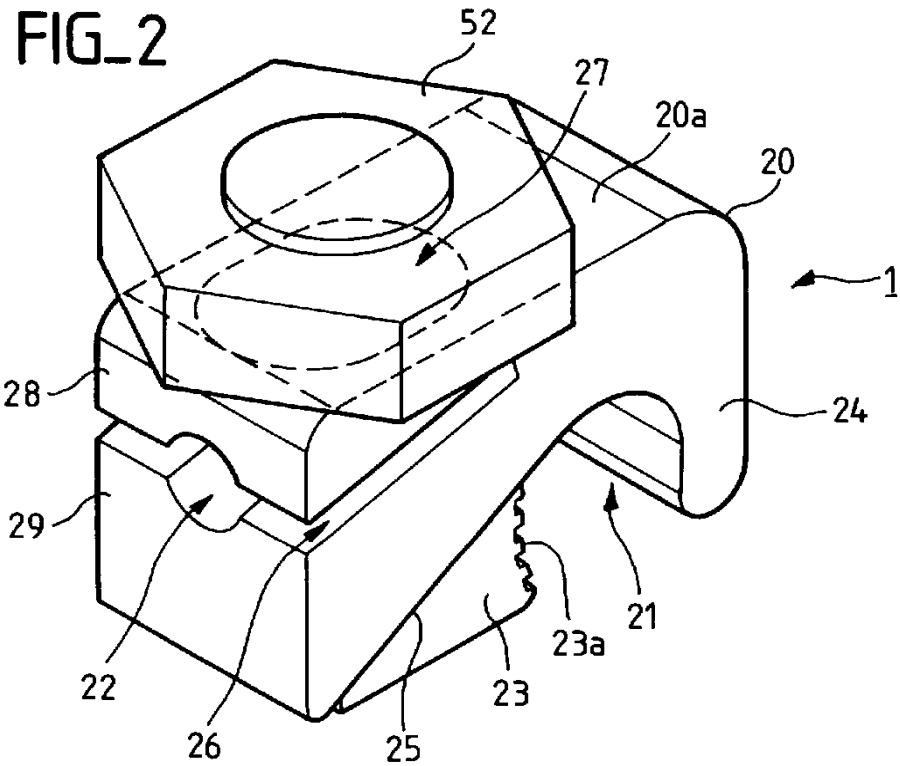
25
30



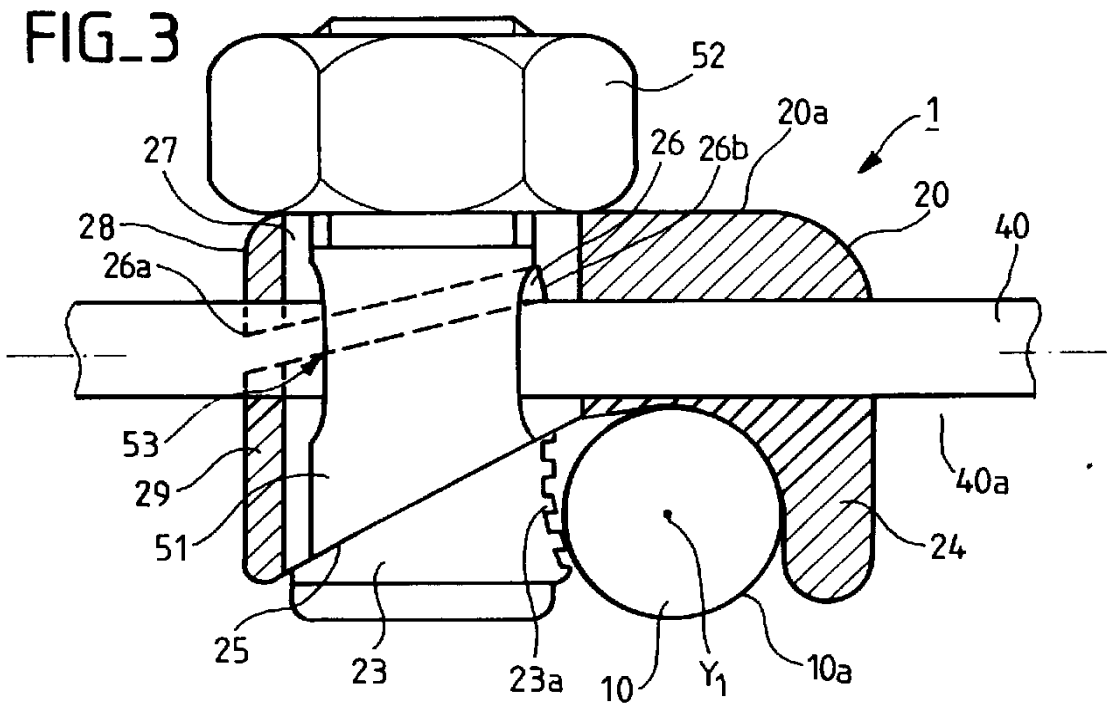


2/2

FIG_2



FIG_3





19 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

11 N° de publication :
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

2 736 535

21 N° d'enregistrement national : 95 08680

51 Int Cl⁶ : A 61 B 17/70

12

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22 Date de dépôt : 10.07.95.

30 Priorité :

43 Date de la mise à disposition du public de la
demande : 17.01.97 Bulletin 97/03.

56 Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : *Ce dernier n'a pas été
établi à la date de publication de la demande.*

60 Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

71 Demandeur(s) : MARTIN JEAN JACQUES — FR.

72 Inventeur(s) :

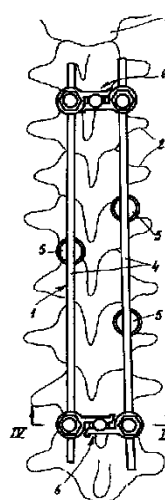
73 Titulaire(s) :

74 Mandataire : GERMAIN ET MAUREAU.

54 DISPOSITIF D'OSTEOSYNTHESE RACHIDIENNE.

57 Selon l'invention:

- deux parois (26) sont aménagées dans la partie inférieure d'un élément d'assemblage (25), cet élément (25) présentant une portée conique intermédiaire (27), s'étendant au moins sur la base des parois (26), et une portion cylindrique supérieure (28) filetée;
- l'extrémité de la traverse (6) comprend une partie annulaire (10) dont l'alésage (11) est conique, cette partie (10) étant destinée à être engagée et à venir en appui contre la portée conique (27) précitée, et
- la portion cylindrique filetée (28) reçoit un écrou (29) venant prendre appui contre la partie annulaire (10) au cours de son serrage.



FR 2 736 535 - A1



La présente invention concerne un dispositif d'ostéosynthèse rachidienne.

Un tel dispositif comprend généralement deux tiges rigides d'étayage du rachis, placées parallèlement à l'axe du rachis, de part et d'autre des vertèbres, des organes d'ancrage de ces tiges aux vertèbres, généralement des vis pédiculaires, et des traverses réglables en longueur, qui relie transversalement ces tiges pour les maintenir l'une par rapport à l'autre.

Un tel dispositif peut être utilisé pour immobiliser une portion du rachis, par exemple en cas de dégénérescence pathologique entre deux vertèbres, ou pour redresser et étayer un rachis objet de déviations, telles que scolioses ou cyphoses.

Il est connu de fixer l'extrémité d'une traverse à une tige d'étayage au moyen de deux parois latérales parallèles, faisant saillie de la face supérieure de la traverse et délimitant entre elles un canal de réception de la tige, et d'un écrou de serrage engagé sur ces parois, venant serrer les parois sur la tige.

Avec certains dispositifs existants, l'assemblage des tiges aux traverses est une opération relativement longue et difficile, compte tenu des mises en place successives des traverses, des tiges et des écrous de serrage. En effet, l'assemblage et le serrage de ces différentes pièces s'opèrent en fond de cavité et en présence de saignements plus ou moins abondants compte-tenu de la forte vascularisation des tissus environnants.

Il en résulte que les durées d'intervention sont importantes, ce qui n'est pas souhaitable pour le patient.

Ces dispositifs existants ont par ailleurs pour inconvénient d'être relativement volumineux. Les traverses sont placées sous les tiges d'étayage, de sorte que les tiges sont placées relativement en hauteur par rapport aux vertèbres. Les parois et écrous de serrage des traverses



ou des vis pédiculaires font saillie au-delà des tiges, du côté opposé aux vertèbres, sur une distance généralement supérieure à 5 millimètres. Cette proéminence n'est pas gênante lorsque le dispositif est placé dans la partie inférieure du rachis, où les tissus sont épais, puisque ces parties saillantes ne sont pas sensibles sous la peau. Par contre, lorsque le dispositif est implanté dans des parties du rachis dans lesquelles les tissus sont relativement peu épais, au niveau des vertèbres lombaires par exemple, les parties saillantes sont plus ou moins sensibles sous la peau, ce qui n'est guère agréable pour le patient et peut même être source de douleurs.

Par ailleurs, le réglage en longueur des traverses n'est pas toujours facile à réaliser in situ avec les matériels existants.

L'invention vise à remédier à l'ensemble de ces inconvénients.

Le dispositif qu'elle concerne comprend, de manière connue en soi, deux tiges rigides d'étayage du rachis, placées parallèlement à l'axe du rachis, de part et d'autre des vertèbres, des organes d'ancrage de ces tiges aux vertèbres, tels que des vis ou crochets pédiculaires, et des traverses réglables en longueur, qui relient transversalement ces tiges pour les maintenir l'une par rapport à l'autre, l'extrémité de chaque traverse comprenant deux parois latérales parallèles délimitant entre elles un canal de réception de la tige, ces parois étant conformées pour recevoir des moyens de serrage, assurant leur serrage sur la tige après que celle-ci ait été insérée entre elles.

Selon l'invention :

- les deux parois sont aménagées dans la partie inférieure d'un élément d'assemblage, cet élément présentant une portée conique intermédiaire, s'étendant au moins sur la base des parois, et une portion cylindrique supérieure filetée ;



- l'extrémité de la traverse comprend une partie annulaire dont l'alésage est conique, cette partie étant destinée à être engagée et à venir en appui sur la portée conique précitée, et

- 5 - la portion cylindrique filetée reçoit, après engagement de cette partie annulaire sur cette portée conique, un écrou venant prendre appui contre la partie annulaire au cours de son serrage.

L'ensemble est conformé de manière à ce que
10 l'écrou, entre une position de desserrage et une position de serrage, permette de déplacer la partie annulaire de la traverse le long de la portée conique. Lorsque l'écrou est desserré, la partie annulaire ne serre pas l'élément d'assemblage, de sorte que les parois de celui-ci peuvent
15 recevoir la tige d'étayage entre elles. Lorsque l'écrou est serré, la partie annulaire serre l'élément d'assemblage au niveau de la base des parois et déplace ces parois l'une vers l'autre afin qu'elles serrent et retiennent la tige d'étayage entre elles.

20 Les éléments d'assemblage peuvent ainsi être assemblés, avant introduction dans la cavité, aux autres éléments constituant les traverses. Les tiges peuvent être provisoirement assemblées aux traverses, par engagement entre les parois et léger serrage des écrous.

25 Il n'y a ainsi, grâce à l'invention, pas de mise en place d'écrous à réaliser en fond de cavité, ce qui simplifie, facilite et réduit la durée de l'intervention.

De plus, chaque traverse est placée au-dessus des tiges d'étayage, et ces dernières peuvent être
30 positionnées au plus près des vertèbres. La portion filetée et l'écrou peuvent avoir des dimensions relativement réduites, et ne faire que relativement peu saillie au-delà des tiges, du côté opposé aux vertèbres. Le dispositif reste donc peu sensible sous la peau, quel
35 que soit son niveau d'implantation sur le rachis.



Avantageusement, les parois comprennent, sur leurs faces en regard et au niveau de leurs extrémités libres, des bourrelets en saillie, propres à augmenter la surface d'enveloppement de la tige par les parois.

5 Ces bourrelets assurent une parfaite rétention de la tige entre ces parois.

De préférence, les bourrelets sont tels que la distance qui les sépare l'un de l'autre est inférieure au diamètre de la tige, de sorte qu'il est nécessaire de
10 forcer la tige entre eux, en l'encliquetant dans son canal récepteur.

Cet encliquetage réversible permet un maintien provisoire de la ou des tiges sur les traverses, avant verrouillage définitif par le serrage des écrous. La
15 courbure de ces tiges doit en effet être plus ou moins réglée selon l'étayage à réaliser et l'anatomie spécifique du patient. Grâce au maintien provisoire permis par cet encliquetage, il est possible de régler et de vérifier plusieurs fois la forme donnée aux tiges, avant
20 verrouillage définitif.

De préférence, chaque élément d'assemblage comprend au moins une fente débouchant dans le fond du canal de réception de la tige, cette fente étant propre à augmenter les possibilités de déplacement des parois l'une
25 par rapport à l'autre, pour faciliter l'encliquetage de la tige et le serrage de l'écrou.

Chaque traverse selon l'invention présente avantageusement deux bras perpendiculaires à l'axe des tiges, solidaires chacun de l'une des parties annulaires
30 précitées, les deux bras étant engagés parallèlement l'un à l'autre dans une pièce intermédiaire, munie d'un moyen de serrage agissant sur ces bras, cette pièce intermédiaire permettant le libre jeu en écartement ou en rapprochement des deux bras lorsque ledit moyen de serrage
35 n'est pas serré, et fixant ces deux bras l'un par rapport



à l'autre dans une position déterminée lorsque ledit moyen est serré.

Une telle traverse s'avère particulièrement aisée à mettre en place et à régler en longueur in situ.

5 Pour sa bonne compréhension, l'invention est à nouveau décrite ci-dessous en référence au dessin schématique annexé représentant, à titre d'exemple non limitatif, une forme de réalisation préférée du dispositif qu'elle concerne.

10 La figure 1 en est une vue postérieure, en plan, après implantation sur un rachis ;

la figure 2 est une vue, en coupe partielle et à échelle agrandie, d'un sous-ensemble que comprend une traverse de ce dispositif ;

15 la figure 3 est une vue en perspective éclatée d'un autre sous-ensemble que comprend une traverse de ce dispositif, et

la figure 4 est une vue en coupe de cette traverse, selon la ligne IV-IV de la figure 1.

20 La figure 1 représente un dispositif d'ostéosynthèse rachidienne 1, implanté sur les vertèbres 2 d'un rachis 3.

Le dispositif 1 comprend :

25 - deux tiges rigides 4 d'étayage du rachis, implantées à gauche et à droite des vertèbres 2 par rapport à l'axe du rachis 3,

- des organes 5 d'ancrage des tiges 4 aux vertèbres, tels que des vis ou des crochets pédiculaires classiques, et

30 - des traverses 6 réglables en longueur, reliant transversalement les tiges 4 l'une à l'autre.

Comme le montrent plus particulièrement les figures 2 à 4, chaque traverse 6 comprend deux parties annulaires d'extrémité 10, dont les alésages 11 sont
35 coniques. Ces parties 10 sont solidaires de deux bras 12 orientés perpendiculairement à l'axe des tiges 4.



Les deux bras 12 sont engagés parallèlement l'un à l'autre dans une pièce intermédiaire 15, présentant, à cet effet, deux rainures parallèles. La pièce intermédiaire 15 comprend de plus un alésage taraudé central recevant une
5 vis 17. La tête de la vis 17 présente une collerette 18 apte à venir serrer les bras 12 dans leur rainure lors du serrage de la vis 17.

Il apparaît sur la figure 2 que chaque bras 12 comprend également un téton 20 à son extrémité libre,
10 pouvant venir en butée contre la pièce 15, en s'engageant dans des évidements correspondants 21 que celle-ci comprend.

Chaque partie annulaire 12 est destinée à recevoir un élément d'assemblage 25 comprenant deux parois
15 inférieures parallèles 26, une portée conique intermédiaire 27, s'étendant sur la base des parois 26, et une portion cylindrique supérieure 28, qui est filetée.

Chaque partie annulaire 10 est destinée à être engagée et à venir en appui contre la portée conique 27
20 d'un élément d'assemblage 25, puis un écrou 29 est mis en place sur la portion cylindrique 28. Cet écrou 29 vient prendre appui contre la partie annulaire 10 au cours de son serrage.

Les parois 26 délimitent entre elles un canal 30
25 de réception de la tige 4. Elles comprennent, sur leurs faces en regard et au niveau de leurs extrémités libres, des bourrelets 31 en saillie, séparés l'un de l'autre d'une distance inférieure au diamètre de la tige 4.

L'élément 25 comprend en outre deux fentes 32
30 sensiblement parallèles, débouchant dans le fond du canal 30 et s'étendant dans la portée conique 27 et une petite partie de la portion cylindrique 28.

En pratique, les différents éléments 25 sont assemblés aux ensembles parties annulaires 10-bras
35 12-pièces 15 avant introduction dans la cavité, par engagement dans les alésages 11 et mise en place des



écrous 29. Les tiges 4 peuvent être provisoirement
assemblées aux traverses 6, par engagement entre les
parois 26 et léger serrage des écrous 29.

Chaque ensemble élément 25-portée 27-portion
5 28-partie annulaire 10-écrou 29 est conformé de manière à
ce que l'écrou 29, entre une position de desserrage et une
position de serrage, permette de déplacer la partie
annulaire 10 le long de la portée conique 27.

Lorsque l'écrou 29 est desserré, la partie
10 annulaire 10 ne serre pas l'élément d'assemblage 25, de
sorte que les parois 26 peuvent recevoir la tige 4 entre
elles. La distance précitée des bourrelets 31 permet un
encliquetage réversible de la tige 4 entre les parois 26.

Après mise en place des organes d'ancrage osseux 5
15 dans les pédicules des vertèbres 2, l'ensemble tiges
4-traverses 6 est engagé dans la cavité.

La possibilité d'encliquetage réversible des tiges
4 entre les parois 12 permet de facilement séparer les
tiges 4 des traverses 6 si besoin est, afin que ces tiges
20 puissent être plus ou moins courbées selon l'étayage à
réaliser et l'anatomie spécifique du patient.

Une fois la forme définitive des tiges déterminée,
les tiges 4 sont assemblées aux traverses 6 par engagement
entre les parois 26, et les écrous 29 sont serrés.

25 Ce serrage permet de déplacer les parties
annulaires 10 le long des portions coniques 27, de manière
à serrer les éléments d'assemblage 25 au niveau de la base
des parois 26 et à déplacer ces parois l'une vers l'autre
afin qu'elles serrent et retiennent les tiges 4 entre
30 elles.

Les fentes 32 permettent de faciliter
l'encliquetage des tiges 4 et le serrage des écrous 29.

Il n'y a ainsi, avec ce dispositif, pas de mise en
place d'écrous à réaliser en fond de cavité, ce qui
35 simplifie, facilite et réduit la durée de l'intervention.



De plus, comme le montre la figure 4, la traverse 6 est placée au-dessus des tiges d'étayage 4, et ces dernières peuvent être positionnées au plus près des vertèbres 2. La portion filetée 28 et l'écrou 29 ont des dimensions relativement réduites, et ne font que relativement peu saillie au-delà des tiges 4 du côté opposé aux vertèbres 2. Le dispositif reste donc peu sensible sous la peau, quel que soit son niveau d'implantation sur le rachis.

10 La pièce intermédiaire 15 permet, quant à elle, le libre jeu en écartement ou en rapprochement des bras 12 lorsque la vis 17 n'est pas serrée, et de fixer les deux bras 12 l'un par rapport à l'autre dans une position déterminée lorsque la vis 17 est serrée.

15 Les tétons 20 empêchent un échappement intempestif des bras 12 hors de la pièce 15, et donc un désassemblage des traverses 6.

Une telle traverse 6 est ainsi particulièrement aisée à mettre en place in situ et à régler en longueur.



REVENDEICATIONS

1 - Dispositif d'ostéosynthèse rachidienne, comprenant deux tiges rigides d'étayage du rachis, placées parallèlement à l'axe du rachis, de part et d'autre des
5 vertèbres, des organes d'ancrage de ces tiges aux vertèbres, tels que des vis ou crochets pédiculaires, et des traverses réglables en longueur, qui relie transversalement ces tiges pour les maintenir l'une par rapport à l'autre, l'extrémité de chaque traverse
10 comprenant deux parois latérales parallèles délimitant entre elles un canal de réception de la tige, ces parois étant conformées pour recevoir des moyens de serrage, assurant leur serrage sur la tige après que celle-ci ait été insérée entre elles, dispositif caractérisé en ce
15 que :

- les deux parois (26) sont aménagées dans la partie inférieure d'un élément d'assemblage (25), cet élément (25) présentant une portée conique intermédiaire (27), s'étendant au moins sur la base des parois (26), et
20 une portion cylindrique supérieure (28) filetée ;

- l'extrémité de la traverse (6) comprend une partie annulaire (10) dont l'alésage (11) est conique, cette partie (10) étant destinée à être engagée et à venir en appui contre la portée conique (27) précitée, et

25 - la portion cylindrique filetée (28) reçoit, après engagement de cette partie annulaire (10) sur cette portée conique (27), un écrou (29) venant prendre appui contre la partie annulaire (10) au cours de son serrage, l'ensemble étant conformé de manière à ce que l'écrou
30 (29), entre une position de desserrage et une position de serrage, permette de déplacer la partie annulaire (10) le long de la portée (27), la partie annulaire (10) ne serrant pas l'élément d'assemblage (25) lorsque l'écrou (29) est desserré, de sorte que les parois (26) de
35 celui-ci peuvent recevoir la tige d'étayage (4) entre elles, et la partie annulaire (10) serrant, lorsque



l'écrou est serré, l'élément d'assemblage (25) au niveau de la base des parois (26) et déplaçant ces parois (26) l'une vers l'autre afin qu'elles serrent et retiennent la tige d'étayage (4) entre elles.

5 2 - Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que les parois (26) comprennent, sur leurs faces en regard et au niveau de leurs extrémités libres, des bourrelets (31) en saillie, propres à augmenter la surface d'enveloppement de la tige (4) par
10 les parois (26).

 3 - Dispositif selon la revendication 2, caractérisé en ce que les bourrelets (31) sont tels que la distance qui les sépare l'un de l'autre est inférieure au diamètre de la tige (4), de sorte qu'il est nécessaire de
15 forcer la tige (4) entre eux, en l'encliquetant dans son canal récepteur (30).

 4 - Dispositif selon l'une des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que chaque élément d'assemblage (25) comprend au moins une fente (32) débouchant dans le fond
20 du canal (30) de réception de la tige (4), cette fente (32) étant propre à augmenter les possibilités de déplacement des parois (26) l'une par rapport à l'autre.

 5 - Dispositif selon l'une des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que chaque traverse (6) présente deux
25 bras (12) perpendiculaires à l'axe des tiges (4), solidaires chacun de l'une des parties annulaires (10), les deux bras (12) étant engagés parallèlement l'un à l'autre dans une pièce intermédiaire (15), munie d'un moyen de serrage (17) agissant sur ces bras (12), cette
30 pièce intermédiaire (15) permettant le libre jeu en écartement ou en rapprochement des deux bras (12) lorsque ledit moyen de serrage (17) n'est pas serré, et fixant ces deux bras (12) l'un par rapport à l'autre dans une position déterminée lorsque ledit moyen (17) est serré.



1/2

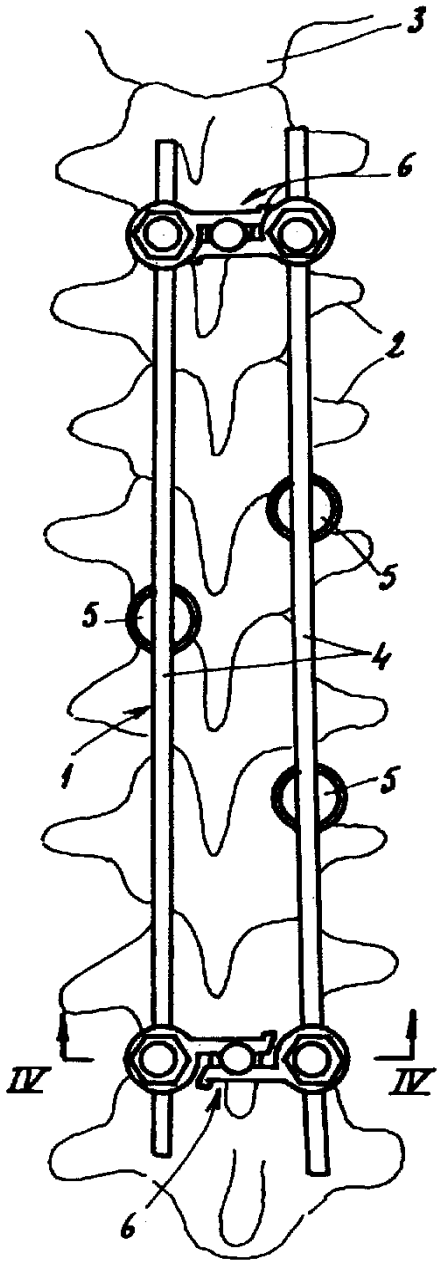


FIG 1



2/2

FIG 2

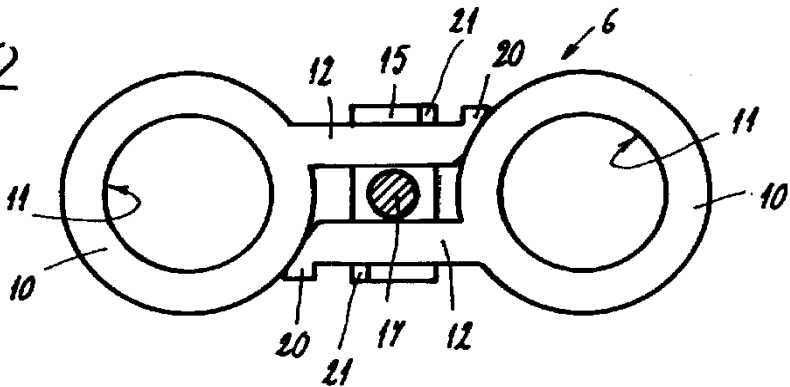


FIG 4

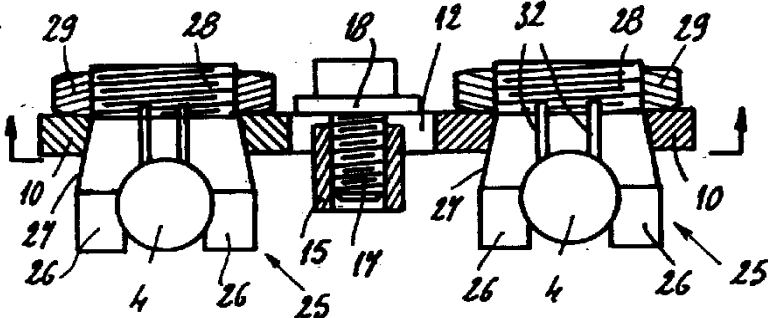


FIG 3

